



MOŽNOSTI DETEKCE A VYHODNOCENÍ CHRÁPÁNÍ

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika
Autor práce: **Denisa Vlková**
Vedoucí práce: Ing. Martin Kysela





OPTIONS OF DETECTION AND EVALUATION OF SNORE

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology
Author: **Denisa Vlková**
Supervisor: Ing. Martin Kysela



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Denisa Vlková**
Osobní číslo: **Z12000023**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Možnosti detekce a vyhodnocení chrápání**
Zadávací katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

Nastudovat problematiku detekce chrápání.

Seznámit se s principy dostupného přístrojového vybavení a algoritmizace současných diagnostických postupů.

Ověřit vybrané možnosti pomocí dostupného přístrojového vybavení.

Ověřit možnosti zpracování a vyhodnocování dat z realizovaných měření.

Teoretická východiska:

Snaha vytvořit bezkontaktní systém snímání.

Snaha vytvořit snadný hodnotící algoritmus.

Výzkumné předpoklady:

Rešerše nejsou k dispozici, vychází se přímo z komplikací, se kterými se při detekci chrápání setkáváme.

Metoda: Kvantitativní.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Realizace technické konstrukce pro měření, provedení měření vstupních dat, algoritmické úpravy a hodnocení signálu.

Místo a čas realizace výzkumu:

Spánková laboratoř Technické univerzity v Liberci (budova L), říjen/listopad 2014.

Vzorek:

Předmětem výzkumu je hledání nových možností bezkontaktní monitorace chrápání u pacientů, důraz je dáván na technický přípravek a algoritmické vyhodnocení naměřených signálů.

K monitoraci pro náš účel dostačují 2, 3 respondenti.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: 50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

BRTNÍK, B., MATOUŠEK D. Algoritmy číslicového zpracování signálů. Praha, BEN, 2011.

ĎAĎO, S., KREIDL, M. Měřicí převodníky fyzikálních veličin. Praha, Skriptum ČVUT FEL, 1990.

LEFEBVRE, E., MOREAU, R. Snoring: Causes, diagnosis and treatment. Nova science pub inc, 2011.

ROZMAN, J. a kolektiv. Elektronické přístroje v lékařství. Praha, Academia, 2006, ISBN: 80-200-1308-3.

HOŘEJŠÍ, J. - překladatel. Lidské tělo: srozumitelný a zevrubný průvodce po strukturách a funkcích lidského organismu. Praha, Cesty, 1996, ISBN: 80 - 7181-093-2.

BRTNÍK, B. Číslicové systémy. Praha, BEN, 2011.

ĎAĎO, S. Senzory a měřicí obvody. Praha, Vydavatelství ČVUT, 1999.

ĎAĎO, S. Analogové a číslicové měřicí přístroje II. Praha, ČVUT, 1980.

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Martin Kysela


Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání bakalářské práce: 30. dubna 2014

Termín odevzdání bakalářské práce: 30. dubna 2015


prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor




Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 31. ledna 2015

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 20. 4. 2015

Podpis: V. Plh. / Denison

Poděkování:

Obrovské poděkování dlužím v první řadě své rodině. Za to, že měli se mnou trpělivost od letních prázdnin, dávali mi možnost nastudovat dílčí problematiku a byli ochotní věnovat mi spoustu času a důvěry pro řádnou práci v řádném termínu. Srdečné děkuji samozřejmě patří mému vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Kyselovi a nenahraditelné konzultantce Bc. Vendule Tomešové za odborné vedení, připomínky, rady i pochvaly. Za neskutečnou pomoc ve zpracování signálu dlužím vřelé poděkování konzultantce Ing. Michaele Kuchařové a za nastínění problematiky chrápání konzultantovi Ing. Jaromíru Málkovi. Poděkování také samozřejmě posílám garantovi oboru prof. Ing. Aleši Richterovi, CSc. za umožnění realizace této bakalářské práce a divoké motivační nápady, přátelům za pochopení a své abstinenci za nealkoholické dlouhé pracovní večery. V neposlední řadě mimo jiné děkuji laboratořím budovy L TUL a vrátnici E kolejí Harcov za pracovní podporu a motivaci. Třešničkou na dortě je poděkování lidem, kteří mě motivovali neztrácet naději, znovu vstát a bojovat. Takže děkuji.



ANOTACE

JMÉNO A PŘÍJMENÍ AUTORA:	Denisa Vlková
INSTITUCE:	UZS – Biomedicínská technika
NÁZEV PRÁCE:	Možnosti detekce a vyhodnocení chrápání
VEDOUCÍ PRÁCE:	Ing. Martin Kysela
POČET STRAN:	79
POČET PŘÍLOH:	5
ROK OBHAJOBY:	2015
SOUHRN:	<p>Práce má za úkol zabývat se problematikou detekce a vyhodnocení chrápání bezkontaktním způsobem. Zahrnuje seznámení se signálem chrápání jako projev nemoci, jeho detekci za pomoci akustických senzorů, metodiku příslušného zpracování dle dostupných znalostí, dále obsahuje algoritmizaci a následné nastínění hodnocení celého procesu. Cílem práce je ověřit vybrané možnosti pomocí dostupného přístrojového vybavení, možnosti zpracování a vyhodnocování dat z realizovaných měření.</p>
KLÍČOVÁ SLOVA:	<p>chrápání, signál, biosignál, monitorace, detekce, algoritmizace, zpracování, senzor, mikrofón, počet průchodů nulou, spektrogram, energie</p>



ANNOTATION

NAME AND SURNAME:	Denisa Vlková
INSTITUTE:	UZS – Biomedical technology
THESIS TITLE:	Options of detection and evaluation of snore
SUPERVISOR:	Ing. Martin Kysela
PAGES:	79
APENDIX:	5
YEAR:	2015
SUMMARY:	<p>This work is made to deal with the issue of detection and evaluation of snore in a way of contactless method. It includes familiarization with a snoring signal as the manifestation of the disease, detection by an acoustic sensor, the appropriate processing methodology based on available knowledge, algorithmization and outline ratings of the process. The purpose of this pidgin is to verify selected options using the available instrumentation, data processing and evaluation of the implemented measurements.</p>
KEY WORDS:	<p>snoring, signal, biosignal, monitoring, detection, algorithmization, elaboration, sensor, microphone, Zero Crossing Rate, spectrogram, energy</p>



SEZNAM OBRÁZKŮ	11
SEZNAM TABULEK.....	12
SEZNAM SYMBOLŮ, ZKRATEK A TERMÍNŮ	13
ÚVOD	15
MOTIVACE.....	15
CÍLE.....	16
1 TEORETICKÁ ČÁST	17
1.1 CHRÁPÁNÍ JAKO PROJEV NEMOCI.....	17
1.1.1 Dýchání	17
1.1.2 Anatomie dýchací soustavy.....	17
1.1.3 Zvuk a řeč.....	18
1.1.4 Spánek	18
1.1.5 Poruchy dýchání ve spánku.....	19
1.1.6 Diagnóza primárního chrápání	19
1.2 DETEKCE SIGNÁLU	21
1.2.1 Signál, biosignál a jejich vlastnosti	21
1.2.2 Rozdělení biosignálů.....	21
1.2.3 Artefakty biosignálů.....	22
1.2.4 Senzory a jejich rozdělení	23
1.2.5 Akustické senzory	23
1.2.6 Mikrofon a jeho vlastnosti	23
1.2.7 Typy mikrofónů	25
1.3 ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU	29
1.3.1 Úvod ke zpracování signálu.....	29
1.3.2 Vzorkování, kvantování	29
1.3.3 Základní veličiny reálných signálů	30
1.3.4 Filtrace	32
1.3.5 Modulace.....	34
1.3.6 Fourierova transformace	35
2 VÝZKUMNÁ ČÁST	37
2.1 METODIKA ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU CHRÁPÁNÍ.....	37



2.1.1	Signál chrápání.....	37
2.1.2	Charakteristika signálu.....	37
2.1.3	Nahrávání chrápání	38
2.1.4	Detekce a zpracování signálu.....	42
2.1.5	Výsledky zpracování signálu	48
2.1.6	Klasifikace signálu chrápání	60
3	DISKUZE.....	66
4	ZÁVĚR	67
	SEZNAM BIBLIOGRAFICKÝCH CITACÍ.....	69
	SEZNAM PŘÍLOH.....	72
A	Obsah příloženého DVD	73
B	Směrová charakteristika mikrofonu	74
C	Datasheet k dynamickému mikrofону SM58.....	76
D	Zdrojový kód algoritmů ze skriptu programu MATLAB®	77
E	Pokračování ve výzkumu	79



SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Anatomie dýchacího systému	17
Obrázek 2: Postavení hlasivek v hrtanu	18
Obrázek 3: Pětiminutový záznam polysomnografie	20
Obrázek 4: Příklad frekvenční charakteristiky mikrofonu	24
Obrázek 5: Příklad směrové charakteristiky mikrofonu	25
Obrázek 6: Schéma kapacitního mikrofonu	26
Obrázek 7: Mini Karaoke kapacitní mikrofon	26
Obrázek 8: Schéma elektretového mikrofonu	26
Obrázek 9: Elektretový mikrofon Sennheiser	26
Obrázek 10: Schéma dynamického mikrofonu	27
Obrázek 11: Dynamický mikrofon Monacor	27
Obrázek 12: Schéma páskového mikrofonu	27
Obrázek 13: Páskový mikrofon ART M Five	27
Obrázek 14: Rozdíl vstupního signálu oproti signálu zbaveného šumu	29
Obrázek 15: Převod analogového signálu do digitálního	30
Obrázek 16: Jednostranné amplitudové a fázové spektrum	31
Obrázek 17: Dvoustranné amplitudové a fázové spektrum	31
Obrázek 18: Ideální lineární filtry	33
Obrázek 19: IIR filtry	34
Obrázek 20: Kulová a kardioidní směrová charakteristika mikrofonu	39
Obrázek 21: Mužský a ženský signál chrápání v případě prvního mikrofonu	40
Obrázek 22: Mužský a ženský signál chrápání v případě druhého mikrofonu	40
Obrázek 23: Mužský a ženský signál chrápání v případě třetího mikrofonu	41
Obrázek 24: Mužský a ženský signál chrápání v případě čtvrtého mikrofonu	41
Obrázek 25: Hammingovo okénko	43
Obrázek 26: Schéma tvorby spektrogramu	46
Obrázek 27: Diagram zpracování signálu chrápání	48
Obrázek 28: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – první mikrofon	48
Obrázek 29: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – první mikrofon	49
Obrázek 30: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – druhý mikrofon	49
Obrázek 31: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – druhý mikrofon	50
Obrázek 32: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – třetí mikrofon	51
Obrázek 33: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – třetí mikrofon	51
Obrázek 34: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – čtvrtý mikrofon	52
Obrázek 35: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – čtvrtý mikrofon	52
Obrázek 36: Spektrogram chrápání u ženy – první mikrofon	54
Obrázek 37: Spektrogram chrápání u muže – první mikrofon	55
Obrázek 38: Spektrogram chrápání u ženy – druhý mikrofon	55
Obrázek 39: Spektrogram chrápání u muže – druhý mikrofon	56
Obrázek 40: Spektrogram chrápání u ženy – třetí mikrofon	56
Obrázek 41: Spektrogram chrápání u muže – třetí mikrofon	57
Obrázek 42: Spektrogram chrápání u ženy – čtvrtý mikrofon	57



Obrázek 43: Spektrogram chrápání u muže – čtvrtý mikrofón	58
Obrázek 44: Detekce a zpracování signálu chrápání	60
Obrázek 45: Detekce a zpracování signálu dechu	61
Obrázek 46: Detekce a zpracování signálu zívání	61
Obrázek 47: Detekce a zpracování signálu kašlání	62
Obrázek 48: Detekce a zpracování signálu kýchání	62
Obrázek 49: Detekce a zpracování signálu řeči	63
Obrázek 50: Detekce a zpracování signálu mlaskání	63
Obrázek 51: Detekce a zpracování signálu mručení	64
Obrázek 52: Detekce a zpracování signálu vrzání	64

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Přehled nahraných signálů a jejich charakteristik	39
Tabulka 2: Porovnání prahu energie a ZCR a jejich průměrů	53
Tabulka 3: Porovnání základní frekvence, šířky pásma a maximální normované amplitudy a jejich průměrů	59



SEZNAM SYMBOLŮ, ZKRATEK A TERMÍNŮ

AM	Amplitudová modulace
ASK	Amplitudová digitální modulace (Amplitude Shift Keying)
dB	Decibel (jednotka měření hladiny intenzity zvuku)
DFT	Diskrétní Fourierova transformace (Discrete Fourier Transformation)
DP	Dolní propust
E	Energie
EEG	Elektroencefalogram
EKG	Elektrokardiogram
EMG	Elektromyogram
ENG	Elektronystagmogram
ERG	Elektroretinogram
FFT	Rychlá Fourierova transformace (Fast Fourier Transformation)
FIR	Filtr s konečnou impulzní odezvou (Finite Impulse Response)
FM	Frekvenční modulace
FP	Fázový posouvač
F _s	Vzorkovací frekvence
FT	Fourierova transformace (Fourier Transformation)
Hz	Hertz (základní jednotka frekvence)
HP	Horní propust
IDFT	Inverzní diskrétní Fourierova transformace (Inverse Discrete Fourier Transformation)
IIR	Filtr s nekonečnou impulzní odezvou (Infinite Impulse Response)
kHz	Kilohertz (jednotka frekvence)
LTI	Lineární časově nezávislý systém (Linear Time-Invariant)
m/s	Metr za sekundu (jednotka rychlosti)
MHz	Megahertz (jednotka frekvence)
Pa	Pascal (jednotka tlaku)
PAM	Pulzně-amplitudová modulace (Pulse Amplitude Modulation)
PC	Osobní počítač (Personal Computer)
PM	Fázová modulace
PP	Pásmová propust
PWM	Pulzně-šířková modulace (Pulse Width Modulation)



PZ	Pásmová zadrž
T	Práh (Threshold)
Te	Práh energie
TUL	Technická univerzita v Liberci
Tz	Práh počtu průchodů nulou
UZS	Ústav zdravotnických studií
ZCR	Počet průchodů nulou (Zero Crossing Rate)



Spánek je zatím ne zcela dobře prostudovanou oblastí projevů lidského těla a nese spoustu záhad v chování a reakcích lidského těla během něj. Spekulace se točí nejen okolo snění a náměsíčnosti, ale také třeba kolem případných nemocí. Do takové skupiny projevů například, možná překvapivě, patří i prosté chrápání. Chrápání samotné je pro spoustu lidí jen přirozený jev, který se prostě u někoho vyskytne a u někoho ne. Bývá označen za rušivý element především u lidí, kteří si potrpí na naprostém klidu během spánku. Každopádně málokdo už chrápání vnímá jako příznak nemoci a ještě méně lidí se jím více zabývá.

Nejen, že je v současné době chrápání chápáno jako projev nemoci, ale také je zaznamenáváno a detekováno. Existují i specializovaná měření, která zahrnují různé systémy detekce a vyhodnocení chrápání s různou spolehlivostí. Každý systém má své výhody i nevýhody. Bezkontaktní způsob záznamu se jeví jako nejvýhodnější. Je komfortnější a předchází komplikacím a vzniku artefaktů způsobeným volnými pohyby pacienta nebo možnostmi připojení dalších čidel. Co se týče zpracování signálu a jeho vyhodnocení, dané algoritmy nejsou zrovna jednoduché, jasně dané a jak už bylo řečeno ne zrovna vždy spolehlivé. Problém bývá nejen v nahrávání, ale také v samotné povaze signálu, kdy je těžké rozlišit chrápání od jiných přirozených zvukových signálů, jako je například kašlání či obyčejná mluva. Z tohoto důvodu je žádoucí, aby se výzkumy v oblasti chrápání prohlubovaly a přinášely zdokonalování při detekci a vyhodnocení.

MOTIVACE

Téma mé bakalářské práce: „Možnosti detekce a vyhodnocení chrápání“ zabývající se monitorací signálu chrápání a jeho následným zpracováním v duchu nových možností algoritmizace a vyhodnocení přístrojovým systémem odpovídá výzkumným možnostem studentů s biomedicínským technickým zaměřením a navíc se jeví jako zajímavý problém, který souvisí s vybranými způsoby vyhodnocování dat z vlastních realizovaných měření. Ve spojení se zjištěnou problematikou vyhodnocování chrápání softwarem ve Spánkové laboratoři se objevila myšlenka navrhnutí možnosti detekce a vyhodnocení chrápání efektivním způsobem. Ráda bych realizaci měření správně podchytila a dokončila vhodným vyhodnocením, které může být použito v praxi tak, že bude považováno jako spolehlivé.



Cílem práce je nastudovat a nastínit problematiku detekce chrápání, seznámit se s principy dostupného přístrojového vybavení a algoritmizace současných diagnostických postupů, ověřit vybrané možnosti pomocí dostupného přístrojového vybavení a také ověřit možnosti zpracování a vyhodnocování dat z realizovaných měření. V případě detekce chrápání bude výstupem práce také zhodnocení dostupných akustických senzorů.



1 TEORETICKÁ ČÁST

1.1 CHRÁPÁNÍ JAKO PROJEV NEMOCI

1.1.1 Dýchání

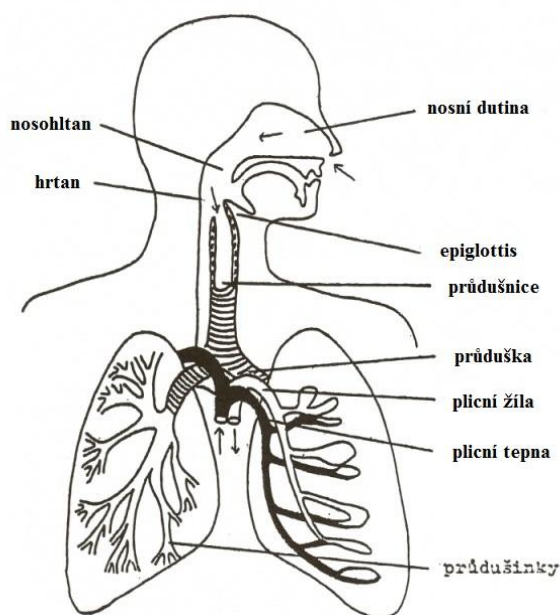
Dýchání je klinický termín označující jeden z nejdůležitějších projevů života. K dýchání řadíme nejen respiraci vzduchu mezi plicemi a okolním prostředím jedince, ale také zívání, kýchání, škytání, kašel a mimo jiné dokonce i čichové vjemy. Co se týče pohybu vzduchu v cestách dýchacího systému, závisí na něm řeč i chuť.

Dýchací systém je základně tvořen dýchacími svaly pro nasávání a vypuzování vzduchu, dýchacími cestami pro jeho transport a plicními sklípky zajišťující absorpci kyslíku do krve.

1.1.2 Anatomie dýchací soustavy

Dýchací soustava se skládá z horních a dolních cest dýchacích, plic, pleury, pleurální dutiny a mezihrudí. Horní cesty dýchací označují všechny dýchací cesty v oblasti hlavy a krku. Dolní cesty dýchací zahrnují hrtan, průdušnici a hlavní průdušky. V hrtanu dochází k fonaci, a to pomocí chrupavek hrtanových, vazů hrtanu, hlasivek a pravých a nepravých hlasových vazů. Vedlejší dutiny nosní jsou hlavními rezonátory hlasu.

Anatomie je názorně také ukázána na obrázku 1. [1, 9, 15]



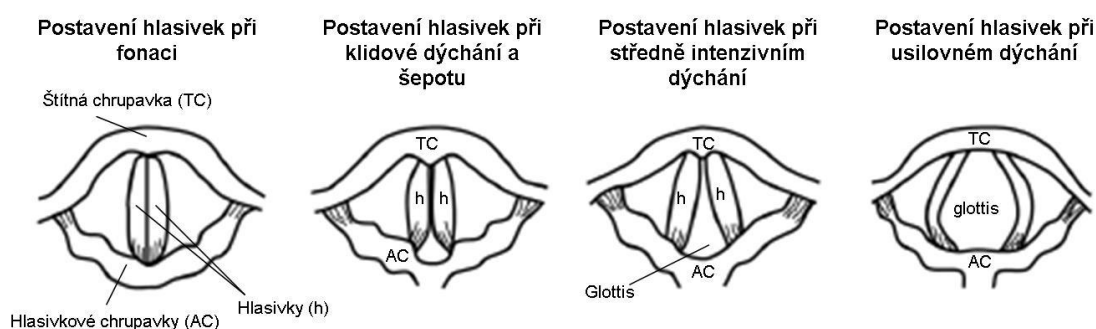
Obrázek 1: Anatomie dýchacího systému [15]

1.1.3 Zvuk a řeč

Řeč je jedním z nejdůležitějších komunikačních prostředků.

Pro vytvoření zvukových vjemů využívá hrtan proudu vdechovaného a vydechovaného vzduchu. Ve středu hrtanu jsou dva tuhé hlasivkové vazy, které vyrůstají z jeho vnitřních stěn. Každý z nich je dlouhý 8 mm. Mezi těmito vazy je úzký otvor, který slouží k průchodu vzduchu při klidném dýchání. Ke specifickým zvukům dochází speciální spoluprací mozku s plícemi a hlasivkami, což vyúsťuje ve schopnost komunikace.

Při plánovaném hlasovém projevu jsou hlasivkové vazy přiblíženy k sobě pomocí svalů a chrupavek a procházející vzduch vytváří drobné vibrace, z kterých vznikají zvukové vlny. Postavení hlasivek při dýchání i hlasovém projevu je zobrazeno na obrázku 2. [1, 16]



Obrázek 2: Postavení hlasivek v hrtanu [16]

1.1.4 Spánek

Spánkem označujeme útlumový regenerační proces organismu, kdy se snižuje citlivost na vnější podněty, tělesná teplota i krevní tlak, zpomaluje se dýchání, uvolňuje se svalstvo a dochází ke ztrátě vědomí v rámci změny činnosti mozku. Regenerační účinek má vliv na zvýšení odolnosti vůči stresu a úzkosti postihující dnes téměř každého jedince.

V průběhu spánku se z důvodu nevědomí může promítat spoustu poruch, které postihují jedince, aniž by o tom měli ponětí. [9, 14]



1.1.5 Poruchy dýchání ve spánku

Poruchami dýchání ve spánku se myslí klinický termín zahrnující primární chrápání, tedy syndrom odporu horních dýchacích cest a spánkové apnoe. Tyto syndromy spadají do spektra patofyziologických stavů a nepostihují fyzickou stránku člověka. Ovšem nesmíme opomenout, že i samotné chrápání je projevem onemocnění.

Spánkové apnoe představuje nepoměr mezi svalovým napětím a dilatací hltanu během spánku. Síla nádechu a tlak příslušných obklopujících tkání jsou příliš vysoké, oproti tomu svalové napětí v hltanu zase příliš nízké. Tato nerovnováha způsobuje potlačení dýchání až zástavy dechu, tzv. apnoické pauzy.

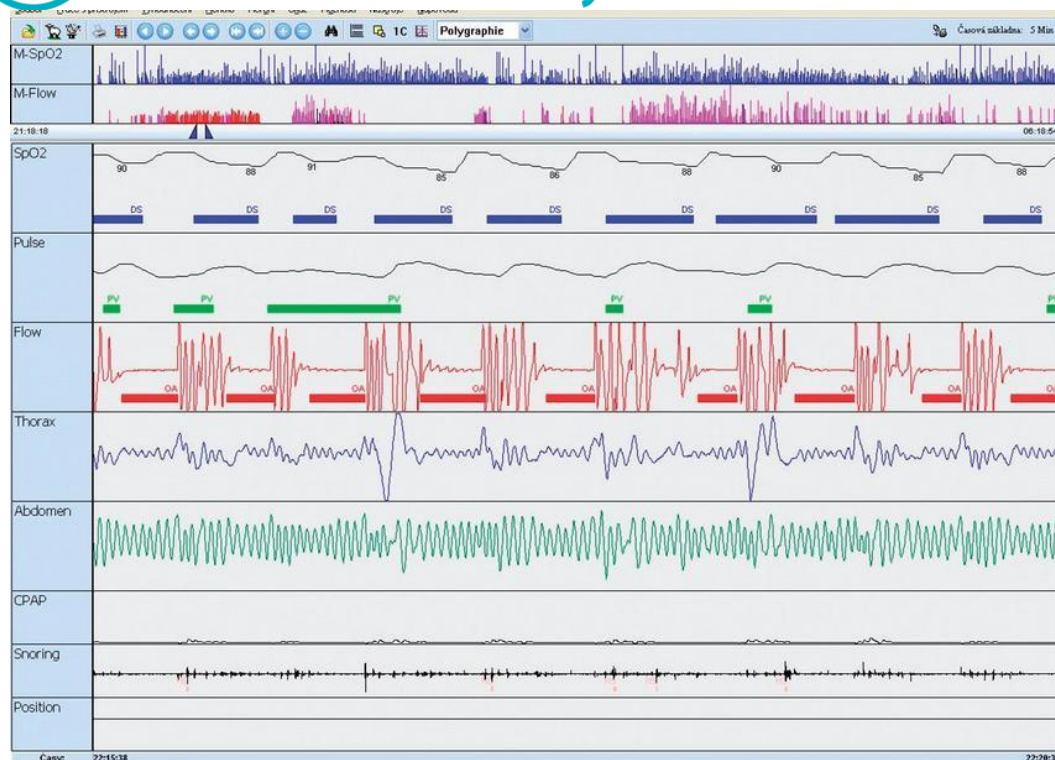
Syndrom odporu horních dýchacích cest se objevuje při absenci zjistitelného apnoe. Spolu se spánkovým apnoe mají nevalný vliv na kvalitu života. Symptodem může být přerušované chrápání, ospalost, snížení intelektuálního výkonu, impotence, bolesti hlavy po ránu či noční pomočování. [8, 13, 17]

1.1.6 Diagnóza primárního chrápání

Standardem pro diagnostické vyšetření chrápání je polysomnografie. Je to moderní vyšetřovací metoda, která zahrnuje celonoční snímání dýchání, EKG a EEG křivky, srdeční frekvence, průtoku vzduchu nosem, dále zaznamenávání očních, hrudních i břišních pohybů včetně polohy, aktivity svalů na bradě a saturace hemoglobinu kyslíkem. Výsledkem snímání je určení příčiny a také charakteru poruch dýchání ve spánku nebo jiných neobvyklých poruch spánku.

Celý proces je neinvazivní. Na tělo pacienta se přilepí měřicí elektrody a senzory a pacient se poté napojí na monitorovací přístroj, který je celou noc v provozu. Vyšetření je natáčeno na video pro kontrolu chování pacienta. [8, 17, 18, 32]

Záznam polysomnografie přímo z příslušného softwaru je vidět na obrázku č. 3.



Obrázek 3: Pětiminutový záznam polysomnografie [17]



1.2.1 Signál, biosignál a jejich vlastnosti

Pojem signál je chápán jako jev fyzikální, chemické, biologické, ekonomické či jiné materiální povahy. Nese informaci o stavu systému, který ho generuje. V případě zdroje ve formě živých organismů se potýkáme s pojmem biosignál, a to bez ohledu na podstatu nosiče informace. [2, 10, 11, 12]

Signál je z hlediska grafického znázornění charakterizován amplitudou a doménou. Amplituda je závislý parametr, který charakterizuje maximální hodnotu sledované veličiny a zastupuje hodnoty osy y . Na ose x rozlišujeme doménu, jejíž charakter závisí na sledované nezávisle proměnné.

Ze základní roviny signály dělíme na vektorový nebo skalární, deterministický nebo stochastický (náhodný), spojitý (analogový) či diskrétní (digitální). Analogové se mohou dále dělit na elektrické, mechanické, akustické či fyzikální. [11, 24, 25]

1.2.2 Rozdělení biosignálů

Z hlediska odvození biosignálů od měřených veličin lze biosignál rozdělit na:

- **Bioelektrické.** Elektrické biosignály vznikají důsledkem elektrochemických dějů na buněčných membránách, tedy uvnitř buněk a mezi nimi. Jsou generovány nervovými a svalovými buňkami, dobře přenášeny vodivým prostředím těla na povrch a měří se neinvazivně. Patří zde například signál EKG, EEG, EMG a evokované potenciály.
- **Bioakustické.** Akustické biosignály získáváme z mnoha fyziologických dějů souvisejících s akustickými signály nebo šumy. Řadí se sem fonokardiografický signál snímající srdeční ozvy a snímání toku krve srdečními chlopněmi. Lze také snímat průtok vzduchu dýchacími cestami v plicích. Příslušnými akustickými signály pak je kašel, chrápání či různé šelesty. V neposlední řadě máme zvukové signály v zažívacím traktu a kloubech.
- **Biomagnetické.** Magnetické biosignály vznikají v důsledku lokálních proudů v magnetických polích některých orgánů pod vlivem akčních potenciálů. Jsou obtížně měřitelné z důvodu rušivých polí a nízkých úrovní intenzit magnetických polí.



- **Bioultrazvukové.** Ultrazvukové biosignály vznikají interakcí ultrazvukového vlnění s tkání biologického organismu. Pomocí ultrazvuku se dá vyšetřovat cévy, vady srdce a břišní orgány.

Dle podstaty dělíme signály generované lidským organismem na:

- **Spojité:** EKG, ERG, rychlost průtoku krve.
- **Diskrétní:** ENG, variabilita srdečního rytmu. [2, 10, 12]

1.2.3 Artefakty biosignálů

Artefakty jsou části záznamu, které nemají fyziologický původ ve vyšetřované části těla. Jsou to tedy nepřesnosti měření. Vyskytují se v průběhu vedení signálu z pacienta do aparatury v závislosti na nedokonalostech či rušení.

Máme dvě základní skupiny artefaktů, do kterých jednotlivé nepřesnosti řadíme.

Technické artefakty jsou vázány na zpracování záznamů. Jedná se o různá rušení a specifika jednotlivých metod. Patří zde:

- **Elektrostatické potenciály.** Ty vznikají na základě špatných kontaktů elektrod, vysycháním gelu nebo elektrostatickým výbojem.
- **Rušení elektrovednou sítí.** Je to rušení, které způsobují kapacitní vazby nebo elektromagnetická indukce.
- **Impulsní rušení.** Toto rušení způsobují spínané zdroje nebo číslicové obvody.
- **Rušivá elektromagnetická pole.** Rušivá elektromagnetická pole vznikají pod vlivem signálů z mobilních telefonů.
- **Šum elektronických prvků a obvodů.** Je tím myšlen šum polovodičů, kontaktů a tepelný šum.

Biologické artefakty mají souvislost s projevy měřeného organismu a řadíme zde především pohybové artefakty. Ty mají svůj původ ve vzájemném ovlivňování funkce jednotlivých orgánů, vzájemné modulaci signálů a změnách půlčlankových potenciálů. [2, 7, 11, 12]



1.2.4 Senzory a jejich rozdělení

Senzor neboli snímač je vstupní funkční prvek měřicího řetězce. Senzory dělíme dle transformace signálu na senzory aktivní, který se chová jako zdroj elektrické energie, a pasivní. Dle styku senzoru s měřeným prostředím máme senzory dotykové a bezdotykové. [5]

1.2.5 Akustické senzory

Akustické senzory pracují s akustickým, tedy zvukovým vlněním. Toto vlnění je vlněním mechanickým, proto jsou akustické senzory senzory mechanickými. Akustické vlnění se šíří ve vzduchu rychlostí asi 340 m/s. Frekvence akustických signálů má oproti mechanickým signálům vyšší hodnoty. V oblasti slyšitelného zvuku pro lidské ucho se pohybuje v rozmezí 16 Hz až 20 kHz a v oblasti ultrazvuku 20 kHz až desítky MHz. Ultrazvukové frekvence jsou často zpracovávány na principu piezoelektrickém pomocí krystalových ploch. Frekvence v oblasti slyšitelného zvuku je na své spodní hranici označována jako vibrace. Vibrace snímáme obdobnými senzory, jako jsou senzory polohy, tlaku a zvuku. [2, 5, 11, 19]

1.2.6 Mikrofon a jeho vlastnosti

Typickým senzorem zvuku je mikrofon. Mikrofon převádí kmitání vzduchu na mechanické kmity membrány a dále na kmity elektrické.

Základní vlastností je citlivost mikrofону. Měření citlivosti je závislé na umístění mikrofónu v akustickém poli s konstantním akustickým tlakem 1 Pa. Měří se výstupní napětí mikrofónu. Čím vyšší je citlivost, tím širší škála rozdílu užitečného signálu od šumu, protože vyšší signál již není zapotřebí tolik zesilovat.

Elektrický šum je označení nedokonalosti úrovně zvuku, kterou by dokonalý bezšumový mikrofon byl schopen nasnímat. Mikrofon šum sám o sobě indukuje vinou konstrukce a elektrických součástek. Rozdíl elektrického šumu a zpracovaného akustického tlaku se označuje jako odstup signálu od šumu. S poklesem akustického tlaku se odstup snižuje, proto se tiché zvuky snímají na citlivější mikrofony.

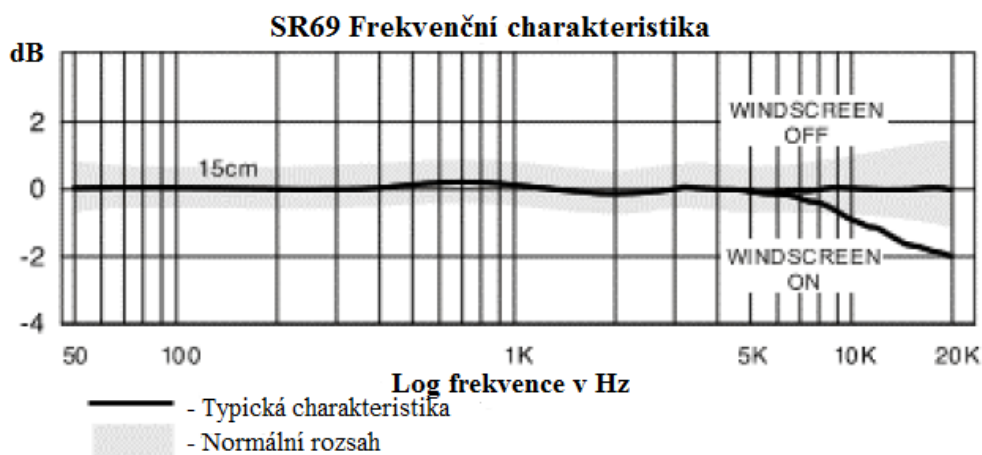
Další charakteristikou mikrofónu je maximální akustický tlak. Je to prahová hodnota akustického tlaku, kdy mikrofon začíná snímání signál zkreslovat. Udává se jako hodnota v dB při určitém malém zkreslení. K takovému zkreslení dochází také



při vzduchových nárazech na membránu senzoru. Mikrofonní membrána počítá se změnami akustického tlaku, avšak jen do jisté úrovně.

Odstup maximálního signálu od šumu je označován jako celkový dynamický rozsah. Je to rozdíl maximálního akustického tlaku a elektrického šumu.

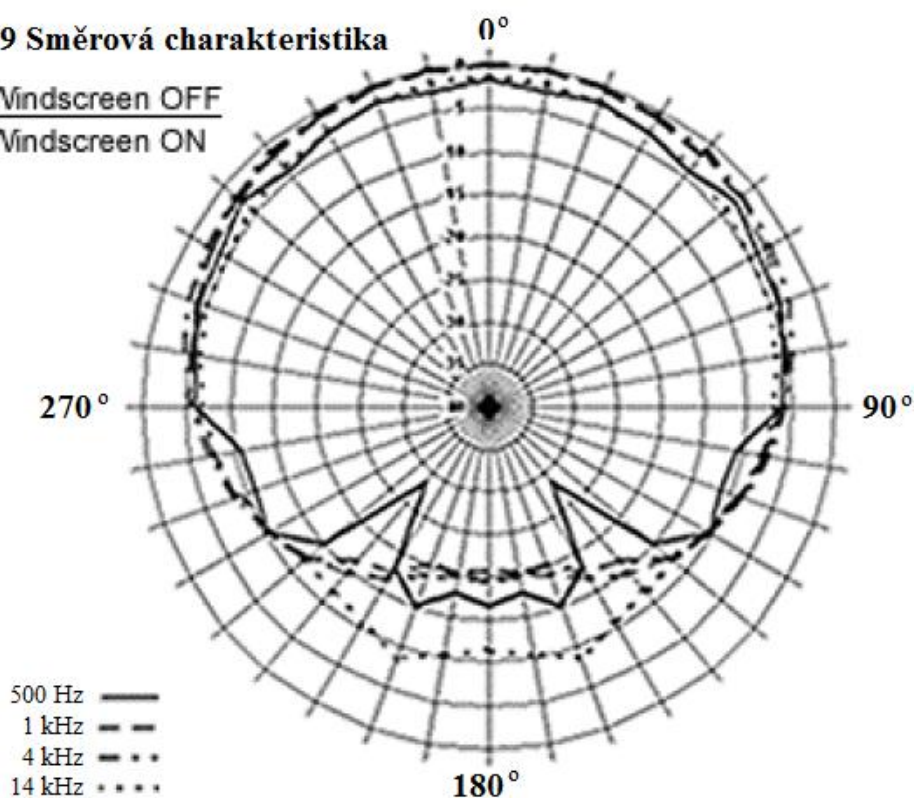
Důležitým parametrem mikrofону je také frekvenční a směrová charakteristika. Frekvenční charakteristika se zabývá odezvou mikrofónu na frekvence v celém spektru působnosti v logaritmickém měřítku. Z tohoto grafu, jehož příklad se objevuje na obrázku číslo 4, se nedozvíme o podobě zvuku, pouze slouží informačně ohledně výšek signálu a vlivu různých okolností. Směrová charakteristika nám sděluje, jaká je reakce mikrofónu na zvuky z různých směrů. Tato charakteristika je měřena tak, že zdroj zvuku se šíří z jediného bodu a je zachycován mikrofónem na otočném talíři. Vliv má samozřejmě místnost a prostředí snímání, ve kterém se měření provádí, proto klademe důraz na výběr prostředí tak, aby na měření nepůsobily žádné další vlivy, jako například odraz zvuku od stěn a okolní hluk. Obrázek číslo 5 je ukázka grafu směrové charakteristiky mikrofónu. [5, 11, 19]



Obrázek 4: Příklad frekvenční charakteristiky mikrofónu [11]

SR69 Směrová charakteristika

Windscreen OFF
Windscreen ON

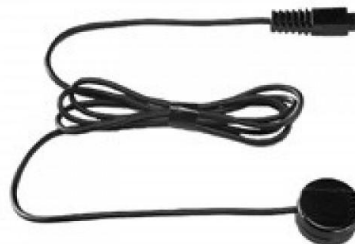
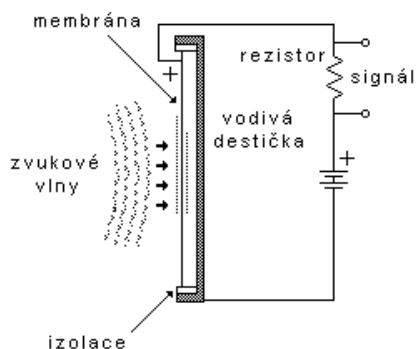


Obrázek 5: Příklad směrové charakteristiky mikrofonu [11]

1.2.7 Typy mikrofonů

Podle typu snímání rozlišujeme mikrofony kapacitní, dynamické, elektretové a páskové. Uhlíkové a piezoelektrické mikrofony již jsou minulostí. [19, 20]

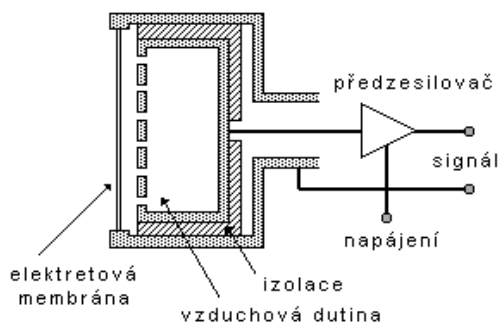
- **Kondenzátorové mikrofony.** Kondenzátorové mikrofony pracují na principu změny kapacity kondenzátoru. Tenká vodivá membrána je rozechvívána akustickými vlnami a tím způsobuje změnu kapacity, což vede k předávání energie v systému a následně k malé změně úbytku napětí na rezistoru. Tento mikrofonní systém vyžaduje napájení, je nejcitlivější, má nízký šum a obvykle má vyrovnanou kmitočtovou charakteristiku na velmi širokém spektru, takže jsou pokládány za nejvyšší kvalitu. Schéma kapacitního mikrofonu je znázorněno na obrázku číslo 6 a ukázka jednoho z typů z praxe na obrázku číslo 7. [19, 20, 21]



Obrázek 6: Schéma kapacitního mikrofону [20]

Obrázek 7: Mini Karaoke kapacitní mikrofón [21]

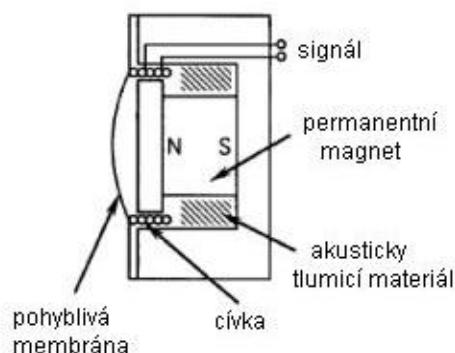
- **Elektretové mikrofony.** Elektretové mikrofony jsou speciálním typem kondenzátorových. Mají nezbytné elektrické pole, které je vytvářeno elektretem. Na rozdíl od kondenzátorových mikrofónů, zde jsou změny napětí dále zpracovány vestavěným předzesilovačem. Jsou kvalitní a konstrukčně relativně snadné pro výrobu. Na obrázku číslo 8 je vidět schéma a na obrázku číslo 9 ukázka z praxe. [19, 20, 22]



Obrázek 8: Schéma elektretového mikrofónu [20]

Obrázek 9: Elektretový mikrofón Sennheiser [22]

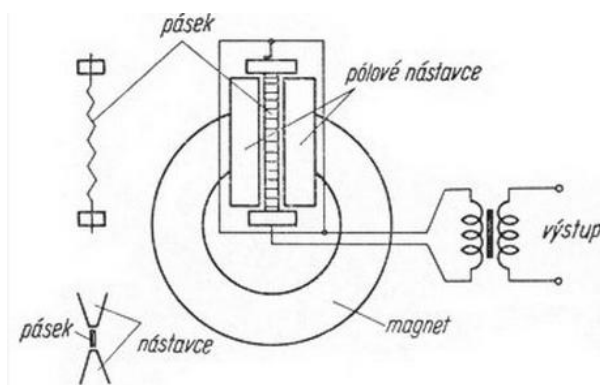
- **Dynamické mikrofony.** Dynamické mikrofony pracují na principu elektromagnetické indukce. Jsou to mikrofony konstrukcí podobné reproduktorům. Jsou tvořeny cívkou a na ní připevněnou větší membránou, která je rozechvívána akustickými vlnami. Z hmotnostních důvodů mají menší citlivosti a také šumové úlevy. Jejich velkou výhodou je, že se prakticky nedají přebudit. Dále jsou odolné vůči nepříznivým vlivům a není třeba je napájet. Schéma struktury je na obrázku číslo 10 a příklad z praxe na obrázku číslo 11. [19, 20, 23]



Obrázek 10: Schéma dynamického mikrofону [20]

Obrázek 11: Dynamický mikrofón Monacor [23]

- **Páskové mikrofóny.** Mikrofóny páskové jsou specifickým typem elektrodynamického mikrofónu. Membránu v magnetickém poli tvoří kovový pásek často v podobě zvlněného hliníkového pásku. Jeho nevýhodou je tedy náchylnost k mechanickému poškození a vzhledem k malé impedanci bývá vybaven převodním transformátorem. Avšak přednost má ve své jednoduchosti. Jeho uplatnění najdeme ve studiových podmínkách. Obrázek číslo 12 zobrazuje schéma a obrázek číslo 13 konkrétní příklad páskového mikrofónu v praxi. [20, 28, 29]



Obrázek 12: Schéma páskového mikrofónu [28]

Obrázek 13: Páskový mikrofón ART M Five [29]



- **Uhlíkové mikrofony.** Tyto mikrofony byly první prakticky používané mikrofony počátku 20. století, kdy ještě neexistovaly zesilovací prvky. Fungovaly na jednoduchém principu stlačení uhlíkových zrněk mikrofonní membránou. Jejich nevýhodou byl chrastivý zvuk při nežádoucím pohybu.
- **Piezelektrické mikrofony.** Piezelektrické mikrofony byly mikrofony používané v 50. letech 20. století. Jejich princip využívá piezelektrického jevu. Systém neměl vysokou kvalitu, a proto našel své využití ve veřejném ozvučení. [19, 20]

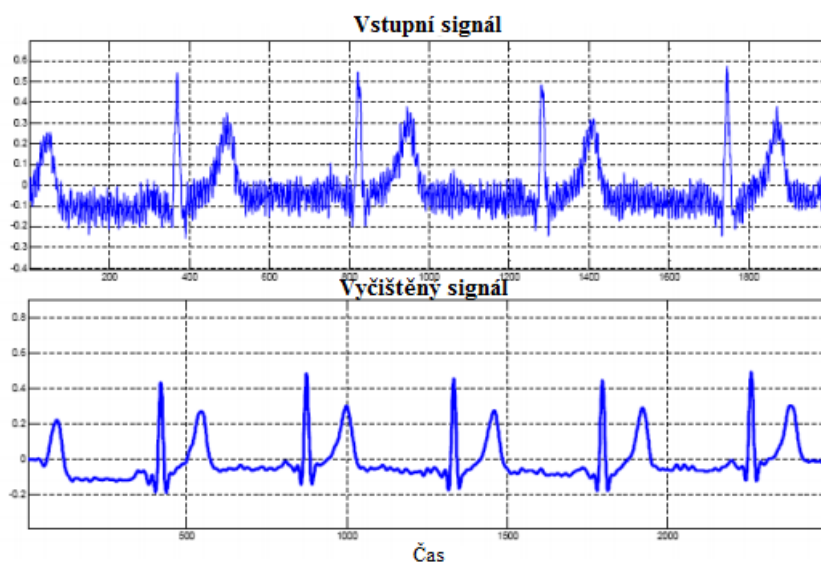


1.3 ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU

1.3.1 Úvod ke zpracování signálu

Každý signál přenáší informaci, ať už užitečnou či neužitečnou. Extrahování užitečné informace ze vstupního signálu je cílem zpracování signálu. Neužitečná informace je označována jako šum. Obvyklým zdrojem šumu je síťové napětí.

Na obrázku číslo 14 je vidět příklad vstupního signálu znehodnoceného šumem a jeho podoba bez šumu. [2, 11, 24]



Obrázek 14: Rozdíl vstupního signálu oproti signálu zbaveného šumu [24]

1.3.2 Vzorkování, kvantování

Algoritmické systémy zpracovávají signály, které jsou vzorkované nebo kvantované. Vzorkování a kvantování jsou děje užívané tzv. A/D převodníkem, tedy analogově-digitálním převodníkem.

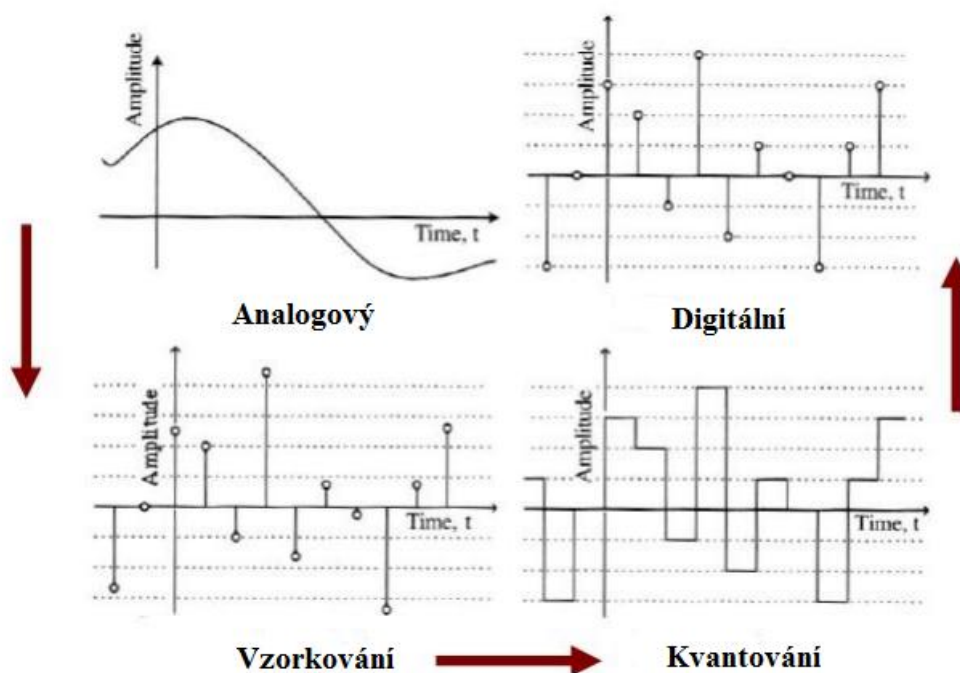
Vzorkování v čase je proces diskretizace. Jeho princip funguje na základě výběru vzorku signálu z každého úseku rozděleného záznamu. Ztrácí se tak spousta detailů a přesností, protože dostáváme jen množinu diskrétních bodů s intervalem odpovídajícím vzorkovací frekvenci F_s .

Kvantování je proces převodu signálu na menší konečný počet úrovní. Jedná se o diskretizaci oboru hodnot signálu, kdy ovšem není možnost návratu zpět. Kvantování je nevratné. Podle toho, zda jsou od sebe jednotlivé úrovně stejně či různě vzdáleny, máme kvantování lineární a nelineární. Lineární bývají jednodušší a více užívané, ačkoliv nelineární si lze představit jako přizpůsobení určitému účelu a bývají proto



exponenciální nebo logaritmické. Ty mají vyšší dynamiku a lze díky ní lépe využít datové informace, a to tak, že v oblasti malých hodnot používá jemnějšího dělení a hrubší dělení u vyšších. Vztah mezi intenzitou působícího podnětu a jejím subjektivním vjemem popisuje Weber-Fechnerův zákon: $E = c \cdot \ln \frac{l}{l_0}$, kde E značí intenzitu subjektivního vjemu, c je konstanta, l fyzikální příčina a l_0 referenční hodnota veličiny hodnotící příčiny vjemu, tedy prahová intenzita. Tento zákon pro psychofyzikální děje vyjadřuje logaritmickou závislost mezi mírou fyziologického vjemu a jeho fyzikální příčinou. Ve vztahu vystupuje logaritmizace bezrozměrného čísla, kdy výsledkem je rovněž bezrozměrná veličina pojmenovaná jako decibel (dB). [6, 11, 24, 27, 39, 40]

Na obrázku s číslem 15 lze sledovat změny analogového signálu přes vzorkování a kvantování až k digitální podobě.



Obrázek 15: Převod analogového signálu do digitálního [24]

1.3.3 Základní veličiny reálných signálů

Reálné signály lze popsat pomocí střední hodnoty, energie či výkonu signálu, počtu průchodů signálu nulou, autokorelační funkce či spektra signálu.

Střední hodnota signálu je definovaná: $\bar{x} = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=0}^N x(n)$, kde N je celkový počet vzorků a n značí pořadí n -tého prvku.



Energie signálu se počítá: $E = \sum_{n=-\infty}^{\infty} |x[n]|^2$ a **výkon**: $P = \frac{1}{T} \cdot \sum_{n=-\infty}^{\infty} |x[n]|^2$,

kde T je perioda signálu.

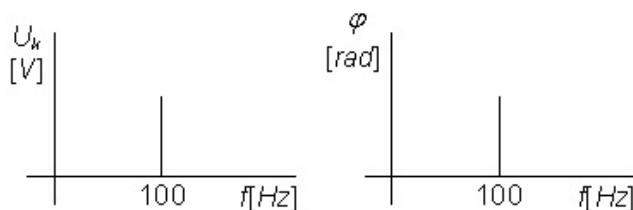
Autokorelační funkce určuje míru podobnosti dvou signálů na základě hledání souvislostí mezi jevy. Při zjišťování skryté periodicity určuje míru samopodobnosti. Ve funkci záleží na pořadí signálu.

Spektrum znamená rozklad signálu na jeho základní složky bez překrývání či splývání. Je to tedy grafická závislost amplitud a fází harmonických složek na frekvenci signálu. Amplitudové spektrum vypovídá o amplitudě jednotlivých složek spektra a je funkcí sudou. Fázové spektrum se zabývá počáteční fází jednotlivých složek a má podobu liché funkce. Fáze může mít kladnou i zápornou hodnotu. Kladná znamená předstih průběhu a záporná zase zpoždění signálu oproti jeho začátku.

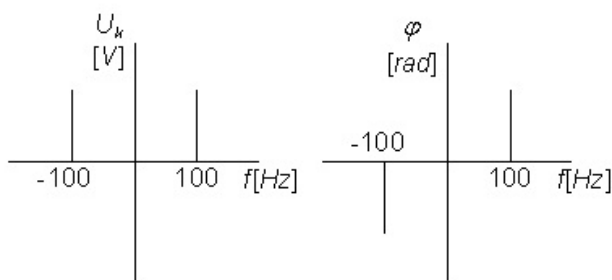
Rozdělení spekter:

- **Jednostranné.** Jednostranné spektrum vychází z polárního tvaru signálu, má jen kladné frekvence a zobrazuje amplitudy v reálné podobě.
- **Dvoustranné.** Dvoustranné spektrum vychází z exponenciálního tvaru. Oproti jednostrannému spektru má také záporné frekvence, ale jeho amplitudy jsou polovičních hodnot.

Na následujících obrázcích lze shlédnout amplitudové a fázové spektrum. Na obrázku číslo 16 jednostranné a na obrázku číslo 17 dvoustranné. [11, 26]



Obrázek 16: Jednostranné amplitudové a fázové spektrum [26]



Obrázek 17: Dvoustranné amplitudové a fázové spektrum [26]



1.3.4 Filtrace

Filtrace je způsob modifikace vstupního signálu. Cílem je změnit frekvenční obsah signálu, zvláště potlačení šumových signálů a zachování pouze frekvencí s užitečnou informací. Dalším využitím je zvýraznění frekvenčních pásem, nebo naopak potlačení specifických frekvencí či omezení přenosového pásma. Filtry zasahují vždy do časového i frekvenčního průběhu signálu.

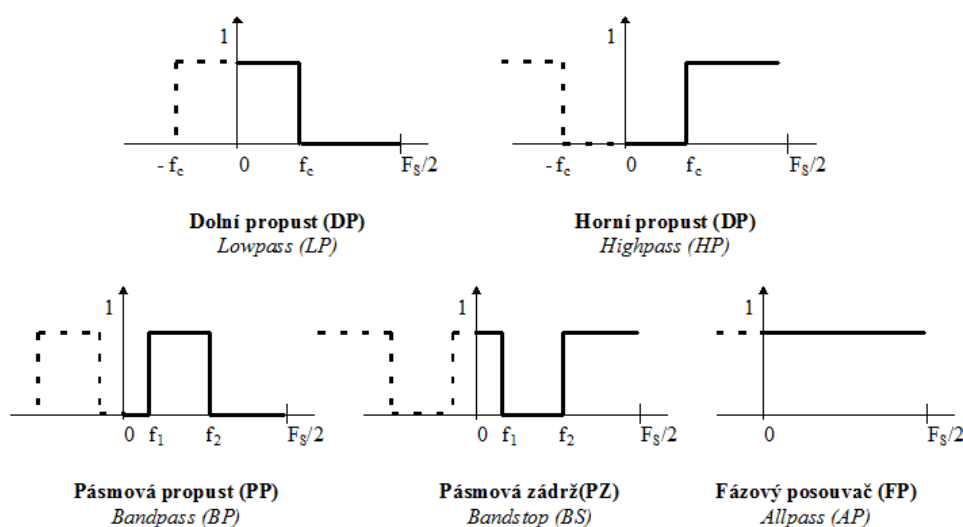
Typy filtrů:

- **Lineární.** Lineární filtry jsou číslicové lineární (LTI) systémy, pro něž platí princip superpozice.
- **FIR** (Finite Impulse Response). FIR jsou filtry s konečnou impulzní odezvou, stabilní. Impulzní odezva znamená, že na jednotkový impulz reaguje signál s konečným počtem vzorků.
- **IIR** (Infinite Impulse Response). IIR filtry jsou filtry s nekonečnou impulzní odezvou. Zároveň jsou tyto filtry rekurzivní, tedy pracují jen v jediném daném směru. A proto se zde zavádí princip zpětné vazby, tedy výstupní signál je zaveden opět na vstup.

Typy lineárních filtrů:

- **Dolní propust** (DP). Dolní propust odstraňuje vysoké rušivé frekvence signálu.
- **Horní propust** (HP). Horní propust zadržuje nízké frekvence ze signálu.
- **Pásmová propust** (PP). Pásmová propust funguje na principu propuštění určitého frekvenčního pásma signálu.
- **Pásmová zádrž** (PZ). Pásmová zádrž odstraňuje frekvence z určitého frekvenčního pásma.
- **Fázový posouvač** (FP). Fázový posouvač je filtr, který fázově posouvá daný signál.
- **Notch filter.** Notch filter je specifický filtr zadržující pouze určitou frekvenci signálu.

Na následujícím obrázku číslo 18 jsou zobrazeny ideální lineární filtry, kde F_s znamená vzorkovací frekvenci. [3, 7, 11, 24]



Obrázek 18: Ideální lineární filtry [11]

Typy systémů FIR:

- **Zesilovač.** Zesilovač vstupní signál zesílí nenulovým k -násobkem.
- **Zpožďovač.** Zpožďovač zpozdí vstupní signál o určitý časový úsek.
- **Derivátor.** Derivátor zvýrazňuje všechny rychlé změny, potlačuje stejnosměrnou složku a nízké frekvence.
- **Průměrovací filtr kauzální.** Průměrovací filtr kauzální také průměruje daný počet složek signálu. Pracuje s hodnotami signálu minulými, nanejvýš aktuálními.
- **Průměrovací filtr nekauzální (3. řádu).** Průměrovací filtr nekauzální 3. řádu průměruje daný počet složek signálu, ovšem mimo jiné pracuje s hodnotami budoucími.
- **Průměrovací filtr nekauzální (11. řádu).** Průměrovací filtr nekauzální 11. řádu pracuje na podobném principu jako průměrovací filtr 3. řádu, ale funguje jako DP. Potlačí všechny detaily vyšších frekvencí.

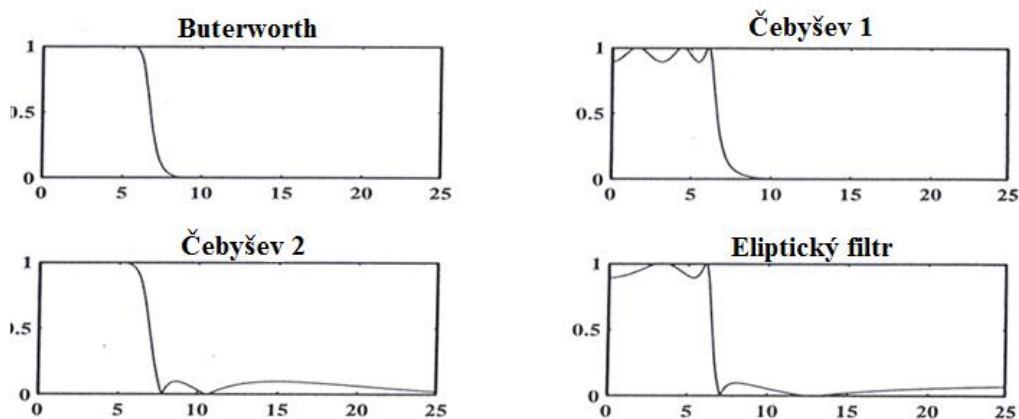
Typy průběhů systémů IIR dle plochosti charakteristiky:

- **Butterworth.** Butterworth filtr je maximálně plochý filtr bez zvlnění.
- **Čebyšev 1.** Čebyšev 1 zvlňuje signál v propustném pásmu.
- **Čebyšev 2.** Čebyšev 2 je inverzní k Čebyšev 1, zvlňuje tedy signál v nepropustném pásmu.



- **Eliptický.** Eliptický filtr zvlíní signál v obou pásmech, tedy propustném i nepropustném.

Na obrázku číslo 19 jsou znázorněny IIR filtry v závislosti amplitudy na frekvenci signálu. [3, 11]



Obrázek 19: IIR filtry [11]

1.3.5 Modulace

Modulace je proces, kdy se signál ze základní podoby převede do přeloženého pásma. Převádí se tak snáze signály s vyšší frekvencí a v současné době se takto může přenášet i více signálů. Zpětný proces k modulaci se nazývá demodulace.

Zařízení pro modulaci signálů se nazývá modulátor. Signál vstupující do modulátoru je modulační signál. Ten se převede na vysokofrekvenční složku, taktéž označovanou jako nosný signál, a výstupem je modulovaný signál.

Základní rozdělení modulací:

- **Analogová.** Analogová modulace je nejstarším typem, kdy obecným modulačním signálem se moduluje parametr vysokofrekvenční nosné vlny. Dnes je již vytlačována z důvodu náhrady digitální modulací.
- **Diskrétní.** Diskrétní modulace v základním pásmu převádí analogový modulační signál na impulzový, tedy diskrétní signál. Jde spíše o typ kódování, protože diskrétní signál zůstává v základním frekvenčním pásmu. Patří sem například pulzně amplitudová (PAM), pulzně šířková (PWM) a pulzně polohová modulace.



- **Digitální.** Digitální modulace převádí diskrétní signál na vysokofrekvenční nosnou složku. Signály s diskrétními modulacemi lze přenášet po optických či metalických cestách a digitální modulací je zaručena možnost přenosu více signálů po jediném komunikačním kanálu. Nejjednodušší digitální modulací je modulace ASK (Amplitude Shift Keying), kdy modulační binární signál se převede na vysokofrekvenční nosnou přes filtr, který odstraní nežádoucí vysokofrekvenční složky.

Typy analogové modulace:

- **Amplitudová (AM).** Amplitudová modulace je modulace, která ovlivňuje amplitudu nosné. Má jedno postranní pásmo a další, které vzniknou částečným či plným potlačením nosné vlny. Spektrum modulovaného signálu je tvořeno čárovým spektrem nosné a spektrem přenášeného signálu vlevo a vpravo od nosné. Amplitudová modulace je náchylná na rušení, mění se její obálka modulace a mezi průchody nulou jsou stejné vzdálenosti.
- **Frekvenční (FM).** Frekvenční modulace ovlivňuje frekvenci nosné složky. Zároveň se projevuje i ve změně fáze nosné. Obálka modulace zůstává konstantní, mění se vzdálenosti mezi průchody nulou, signál je nelineární funkcí a má širší přenosové pásmo.
- **Fázová (PM).** Fázová modulace především ovlivňuje fázi nosné složky. Má mírnější vliv také na její frekvenci. Stejně jako u frekvenční modulace obálka zůstává stejná a mění se jen vzdálenosti mezi průchody nulou. [11, 26]

1.3.6 Fourierova transformace

Základní operací pro transformaci biosignálu z oblasti časové do frekvenční je Fourierova transformace. Tato transformace slouží ke snadnější separaci a analýze spektrálních složek signálu. Řada biosignálů je tedy výhodně zpracovávána prostřednictvím filtrace a spektrální analýzy ve frekvenční oblasti.

Používané typy operací:

- **Fourierova transformace (FT).** Fourierova transformace převádí spojitý neperiodický signál $x(t)$ z oblasti časové do frekvenční prostřednictvím



vzorce: $X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot e^{-j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot t} dt$, kde f je vzorová funkce, t je čas a $X(f)$ je funkce spektrální hustoty, tedy spektrum funkce $x(t)$. Funkce $X(f)$ je vzorem a zpětnou transformací Fourierova obrazu $x(t)$. Obě funkce se označují jako tzv. Fourierův transformační pár.

- **Diskrétní Fourierova transformace (DFT).** Diskrétní Fourierova transformace vypočítá spektrum libovolného signálu z diskrétních hodnot.

Výpočet: $X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cdot e^{-\frac{j \cdot 2 \cdot \pi \cdot n \cdot k}{N}}$, kde N je počet vzorků spektra, k je řád harmonického frekvenčního spektra a n značí pořadové číslo vzorku.

- **Rychlá Fourierova transformace (FFT).** Rychlá Fourierova transformace je jen jednodušším a rychlejším algoritmem výpočtu DFT. Dosažené výsledky jsou stejné. Rozdíl algoritmu spočívá v tom, že FFT bere v úvahu symetričnost a podobnost koeficientů.
- **Fourierova řada.** Fourierova řada slouží k rozkladu periodického signálu na harmonické složky o frekvencích násobků $k = 0, 1, 2 \dots$ základní harmonické funkce $x(t)$: $x(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} X_k \cdot e^{j \cdot k \cdot \omega_0 \cdot t}$, kde X_k značí podobu harmonické funkce v k -tém řádu. [2, 11, 34]



2.1 METODIKA ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU CHRÁPÁNÍ

2.1.1 Signál chrápání

Signál chrápání je jednorozměrný akustický biosignál s diskrétními hodnotami. Celkově je nepravidelný, ale po určité časové rozmezí repetiční. Má svoji vyšší amplitudu a energii, která je charakteru silnějšího než samotné dýchání, ale hůře rozeznatelná od kašlání. Ovšem jeho specifické spektrum již lze zřetelně rozlišit od spektra dýchání či kašlání.

Záznam biosignálu se nahrává na mikrofon, který převede akustický signál na elektrický a dále se zpracovává.

2.1.2 Charakteristika signálu

Již ze základní subjektivní, resp. okometrické, roviny lze rozpoznat, že amplituda signálu chrápání má vyšší charakter. Ovšem tato maximální hodnota závislé veličiny se objevuje mimo jiné například u signálu kašlání či hlubokého akustického dýchání během spánku. Rozhodně to jsou energeticky silnější signály, proto je potřeba se zaměřit na energii tohoto signálu.

Energie signálu způsobuje, že jeho amplituda je na ní lineárně závislá, tedy s rostoucí energií roste i amplituda signálu. Energie signálu nám stanovuje hranice akustických segmentů a pomáhá hrubě rozpoznat různé akustické signály od sebe.

Spektrogram slouží k zobrazení frekvenční informace signálu vzhledem k časové změně frekvenčního obsahu, tedy zjednodušeně se jedná o závislost základní frekvenční složky na čase. Je to barevné grafické zobrazení, kdy barvy představují úroveň signálu pro všechny frekvenční složky i časové okamžiky. Při analýze akustických signálů se používá tzv. širokopásmový spektrogram pro lepší rozlišení změn v čase za cenu hrubé informace o rozložení frekvencí nebo tzv. úzkopásmový spektrogram pro přesnou informaci o spektrálním složení i základní frekvence, avšak časová informace je pro změnu nepřesná. [30, 33, 34, 35]



2.1.3 Nahrávání chrápání

Pro nahrávání chrápání byli vybráni dva dospělí lidé – muž a žena. Oba byli pozváni do spánkové laboratoře pro zaznamenání žádaného signálu během spánku bezkontaktním způsobem za pomoci mikrofону. Konkrétní informace viz tabulka 1.

Byly vybrány čtyři mikrofony různého typu a fyzikálního charakteru. Každý byl kalibrován na zesílení 10 dB při pokojové teplotě a v případě externích mikrofónů byly připojeny do portu v počítači a synchronizovány s programem Audacity®, the Free, Cross-Platform Sound Editor verze 2.0.6 roku 2014 (dále jen Audacity®) při vzorkovací frekvenci 8000 Hz. Audacity® slouží k nahrávání a úpravě akustických signálů ve formátu WAV. Tento zvukový formát má výhodu v tom, že jej lze exportovat do programu MATLAB® a zde pak daný signál libovolně zpracovat. [31]

2.1.3.1 Použité mikrofony

Prvním vybraným mikrofonom byl interní mikrofón Realtek High Definition Audio s výchozím formátem A/D převodníku 16 bitů. Tento mikrofón byl přímo zabudovaný do notebooku, má nastavitelnou citlivost a zařadit jej lze mezi kondenzátorové mikrofony. [4]

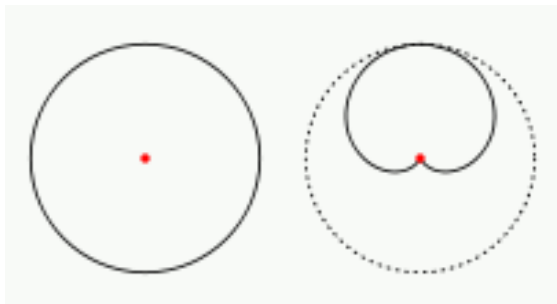
Druhý stolní mikrofón Logitech – Analog Desktop pro osobní PC se řadí mezi externí elektretové mikrofony. Má výhodu v tom, že nežádoucí zvuky filtruje potlačením šumu, pracuje v pásmu 100 Hz až 16 kHz, obsahuje přepínač pro ztlumení a rozmezí citlivosti se pohybuje kolem $-47 \text{ dB V/Pa} \pm 4 \text{ dB}$.

Externí mikrofón pro Drift HD 170 a HD 170 Stealth pro čistý zvuk s proprietárním konektorem byl vybrán jako třetí možnost. Je dalším kondenzátorovým mikrofonom. Podobně jako předchozí dva se řadí mezi levnější akustické senzory a tím je zjistitelnost dalších technických parametrů obtížná a je redukována. Jejich bližší vlastnosti jsme však schopni rozeznat přímo z nahraného signálu, například jejich kulovou směrovou charakteristiku, kterou jsme proměřili (viz příloha B).

Poslední mikrofón byl pro změnu dynamický mikrofón SM58, který je opět mikrofónem externím. Je to mikrofón používaný na představeních, při ozvučeních a v nahrávacích studiích, tedy vlastně tam, kde vyžadují profesionální akustický senzor. Jeho frekvenční ozva je 50 až 15 000 Hz, obsahuje pop filtr a jeho kardioidní směrová charakteristika izoluje hlavní zdroj zvuku a minimalizuje šum na pozadí. Tato charakteristika byla nastudována v Datasheetu zobrazeném v příloze C.



Kulová směrová charakteristika znamená, že mikrofon je schopen snímat ze všech směrů stejně, tedy ze zdroje zvuku i jeho okolí. Kardioidní směrová charakteristika je oproti tomu založena na snímání hlavně ve vlastní ose, kdy ostatní směry jsou minimalizovány. Znázornění obou charakteristik je vidět na obrázku číslo 20. Více informací v příloze B a C.

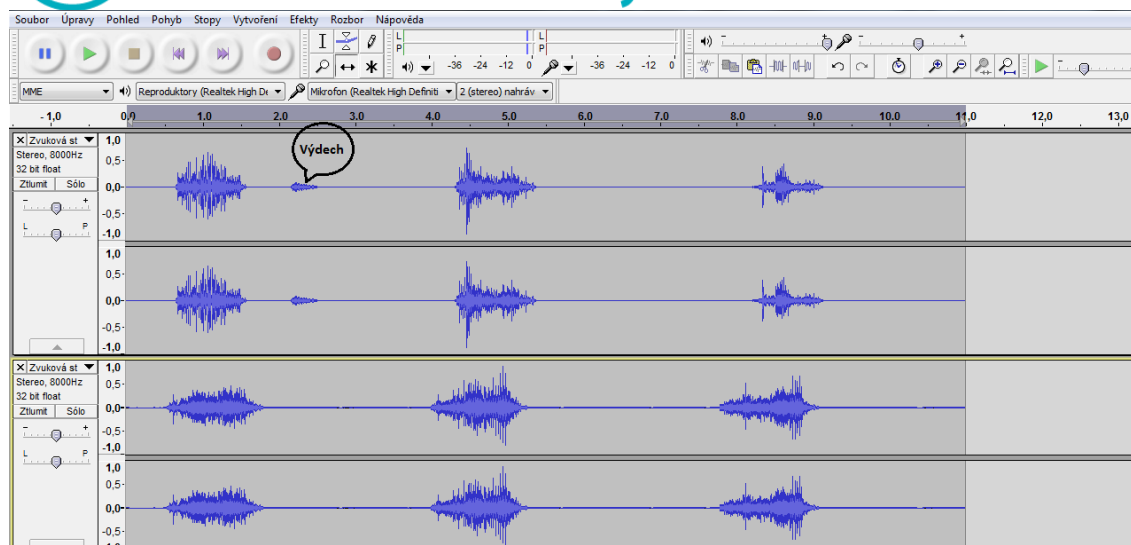


Obrázek 20: Kulová a kardioidní směrová charakteristika mikrofonu [36]

Signál		Žena	Muž
Mikrofon 1	Formát [bit]	32, float	32, float
	F_s [Hz]	8 000	8 000
	Délka [s]	11,0	11,0
Mikrofon 2	Formát [bit]	32, float	32, float
	F_s [Hz]	8 000	8 000
	Délka [s]	10,5	10,5
Mikrofon 3	Formát [bit]	32, float	32, float
	F_s [Hz]	8 000	8 000
	Délka [s]	11,0	11,0
Mikrofon 4	Formát [bit]	32, float	32, float
	F_s [Hz]	8 000	8 000
	Délka [s]	11,0	11,0

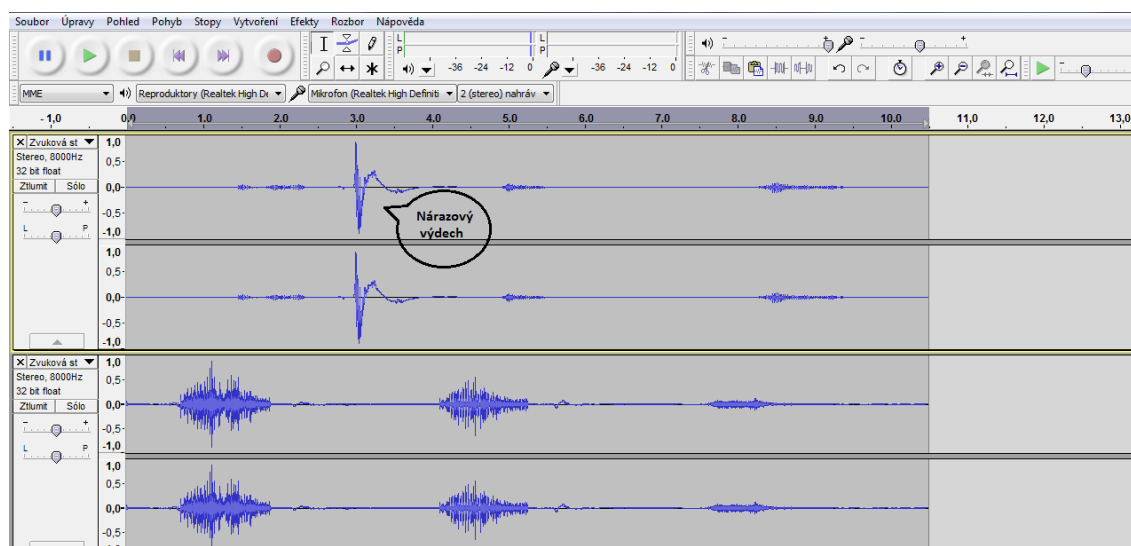
Tabulka 1: Přehled nahraných signálů a jejich charakteristik

Všechny nahrané signály jsou dále zobrazeny přímo v programu Audacity[®] na obrázcích 21 – 24 pro porovnání muže a ženy v případě každého mikrofonu, pro kontrolu pravý i levý. Ženský signál je vždy v horní části a mužský pod ženským v části dolní.



Obrázek 21: Mužský a ženský signál chrápání v případě prvního mikrofonu

Na grafu signálů o celkové délce 11 s lze okometricky zhodnotit segmenty aktivního užitečného signálu chrápání o počtu 3 a segmenty pauz mezi danými signály. V nahraném ženském signálu lze pozorovat krátký úsek znatelnějších amplitud mimo užitečný signál chrápání. Tento úsek představuje hlasitější výdech pacientky. Co se týče porovnání mužského a ženského signálu, lze konstatovat podobnost velikosti amplitud a všimnout si hustšího výskytu amplitud u muže, což obvykle značí vyšší frekvenci.

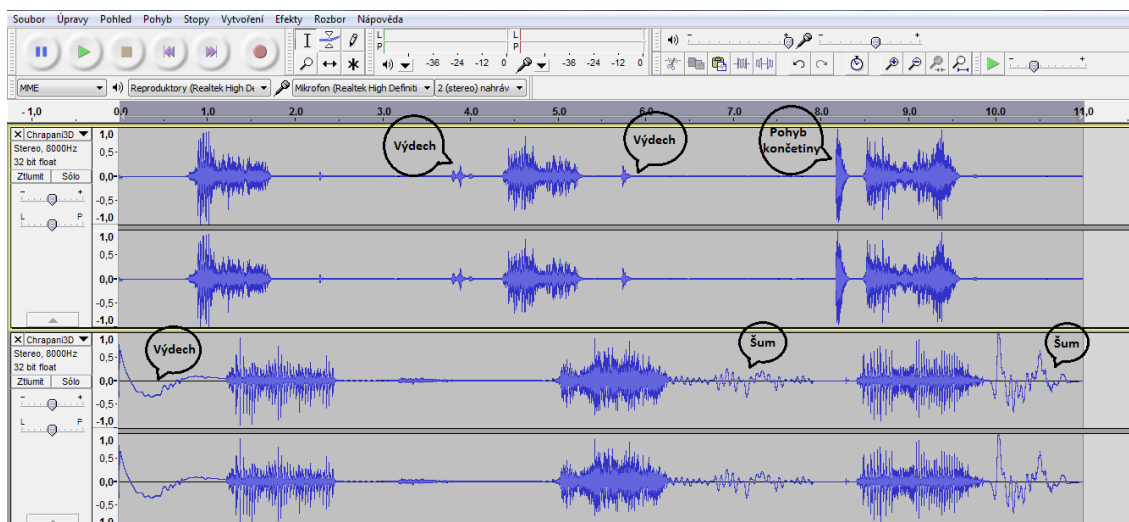


Obrázek 22: Mužský a ženský signál chrápání v případě druhého mikrofonu

Graf z druhého mikrofonu zobrazuje opět 3 úseky užitečného signálu na 10,5 s záznamu a je specifický velmi malou amplitudou signálu u ženy způsobenou nízkou hlasitostí a energií signálu. Navíc v období pauzy se zde objevuje výrazná výchylka odpovídající

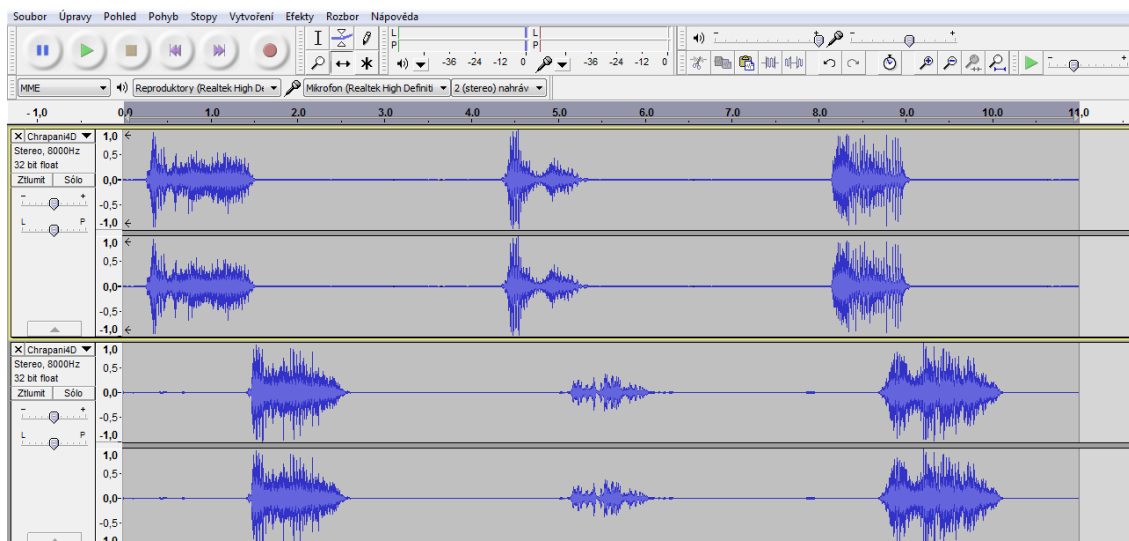


hlubšímu nárazovému výdechu přímo do snímací části mikrofonu. Signál pacienta se postupně utlumuje vzhledem k postupnému snižování amplitud signálu chrápání.



Obrázek 23: Mužský a ženský signál chrápání v případě třetího mikrofonu

Graf 11 s záznamu signálů ze třetího mikrofonu je na první pohled ukázkou citlivějšího mikrofonu. Zaznamenává i možný šum pohybem pacienta, jak je tomu u mužského signálu v období pauz a výdechové akce u ženy či rušivý pohyb končetinou o podklad.



Obrázek 24: Mužský a ženský signál chrápání v případě čtvrtého mikrofonu

Poslední 11 s grafický záznam signálu chrápání dynamickým mikrofonom se jeví jako nejčistší záznam, kdy mikrofon nezaznamenává případné rušivé vlivy nijak význačně. Mužský i ženský signál je symetricky podobný, kdy druhý úsek užitečného signálu má nižší amplitudu a tedy i energii. V dechových pauzách je nahraný signál téměř zcela čistý, jen u pacienta lze pozorovat drobné výchylky.



2.1.4 Detekce a zpracování signálu

Pro detekci chrápání a zpracování daného signálu jsem navrhla algoritmus, který se intuitivně odráží od logiky dané problematiky. Algoritmus je založený na základních principech zpracování signálu a objektivně zhodnotí jakýkoli příslušný vstupní signál.

Detekce signálu zahrnuje primárně segmentační systém, dále detekci energie, počet průchodů nulovou osou, Fourierovu transformaci pro výpočet spektra a jeho příslušné znázornění pomocí funkce spektrogramu. [35, 37]

Pro veškeré zpracování signálu chrápání byl vybrán program MATLAB[®] R2014a, což je skriptovací programovací jazyk 4. generace využívaný pro vědecké a výzkumné účely v různých oblastech zájmu. WAV soubory nahraných signálů do něj byly načteny a dále zpracovávány dle následujících kroků.

2.1.4.1 Načtení signálu a jeho vykreslení

Pro práci v programu MATLAB[®] je v první řadě důležité signál chrápání ve formátu WAV nahrát do programu. V případě daného signálu je důležité, aby příkaz vracel počet bitů pro vzorek dané vzorkovací frekvence. K tomu slouží příkaz ve formě: `[y, Fs, Nbits] = wavread (filename)`, jak je vidět v následujícím zdrojovém kódu (více v příloze D). Protože data v Audacity[®] jsou dvojího typu – pravý a levý mikrofon, pro funkci následujících algoritmů je důležité vybrat jen jeden sloupec.

Vykreslení signálu v čase se děje pomocí příkazu: `plot (t, Name)`, kde t je čas a $Name$ název proměnné definovaného signálu. Čas t je definovaný od 0 po kroku 1 (každý vzorek ze vzorkovací frekvence $Fs = 8000$) do konce délky signálu. Originální příkazy ze skriptu lze najít v příloze D.

Konkrétní příkazy načtení a vykreslení signálu použité v prostředí MATLAB[®]:

%Načtení signálu ve formátu WAV a výběr hodnot

```
[sig1, Fs, Nbits] = wavread ('Chrapani1Zena.wav');  
sig1 = sig1 (:,1);
```

%Vykreslení signálu

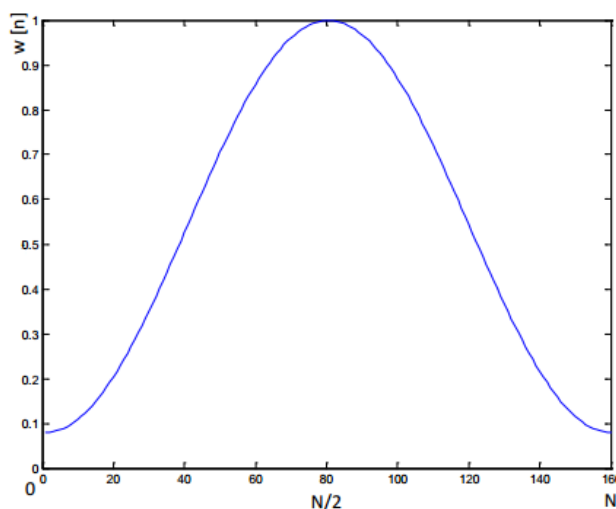
```
subplot (3,1,1);  
t = 0:1/Fs:(length(sig1)-1)/Fs;  
plot (t, sig1);  
xlabel ('Čas [s]', 'FontSize', 12)  
ylabel ('Normovaná amplituda', 'FontSize', 12)  
title ('Signál chrápání', 'FontSize', 14)
```



2.1.4.2 Segmentační subsystém

Identifikace intervalů s aktivním příslušným signálem se vytváří pomocí metody váhových oken. Tato metoda rozdělí detekovaný signál na rámce a oddělí tak užitečnou složku od neužitečné. Ve své podstatě principem je, že impulzní odezva signálu je inverzním obrazem obdélníkové funkce, což je funkce $\text{sinc } x = \frac{\sin x}{x}$. Vynásobením impulzní odezvy vybraným oknem dospějeme k potlačení zvlnění signálu.

Pro rozdělení akustického signálu na rámce se používá váhování okénkem. Pokud se zaměříme na pravoúhlé okénko, dosáhneme rovnosti mezi váhováním a rozdělením na rámce. Speciálním případem je tzv. Hammingovo okénko tlumící signál na okrajích rámců, čímž se lze vyhnout rušivým jevům v oblasti přechodů. Definujeme následovně: $w(n) = 0,54 - 0,46 \cdot \cos \frac{2\pi n}{N}$, kde n je akustický vzorek a $0 \leq n < N$, N je délka okénka. Hammingovo okénko je vykresleno na obrázku číslo 25. [11, 35, 37, 38]



Obrázek 25: Hammingovo okénko [37]

Vzhledem k experimentálně zjištěnému vhodnému překryvu 64 vzorků pro okénkovací funkci akustických signálů a zároveň chtěnému polovičnímu překrytí zvolíme nastavení algoritmu výpočtu následovně. Signál rozdělíme na rámce o 128 vzorcích s polovičním překrytím. Dále použijeme funkci $\text{sign}(x)$ v programu MATLAB[®] pro získání počtu průchodů nulou ($\text{ZCR} = \text{Zero crossing rate}$) v následujícím tvaru: $Z = \frac{1}{2} \sum_{n=1}^{L_{ram}} |\text{sign } x(n) - \text{sign } x(n-1)|$, kde L_{ram} je délka rámce. Je různá vzhledem k vzorkovací frekvenci a délce úseků. V našem případě jde



o vzorkovací frekvenci 8 000 Hz a úseky po 128 vzorcích s překryvem 64 vzorků.
[11, 35, 37, 38]

Zdrojové příkazy ze skriptu jsou zobrazeny v příloze D.

Použitý algoritmus výpočtu ZCR v programu MATLAB®:

%Výpočet počtu průchodů nulou

```
for i = 1:1:floor ((length(sig1)-64)/64)
    zcrSUM(i) = 0;
    for j = 3:1:128
        n = (i-1)*64+j-1;
        zcr(n) = abs(sign(sig1(n)) - sign(sig1(n-1)));
        zcrSUM(i) = zcrSUM(i) + 0.5*zcr(n);
    end;
end;
```

2.1.4.3 Energie signálu

Grafické oddělení užitečné a neužitečné složky signálu se provádí pomocí výpočtu a znázornění energie signálu. Energie signálu je nejjednodušší způsob, jak detekovat hlasovou aktivitu. Ovšem díky náchylnosti na šum je nepřesná. Vzorec pro výpočet krátkodobé energie signálu: $E = \frac{1}{L_{ram}} \sum_{n=0}^{L_{ram}-1} x^2(n)$. [35, 37, 38]

Zdrojové příkazy algoritmu viz příloha D.

Použitý algoritmus výpočtu energie v prostředí MATLAB®:

%Výpočet energie signálu

```
for i = 1:1:floor ((length(sig1)-64)/64)
    energieSUM(i) = 0;
    for j = 2:1:128
        n = (i-1)*64+j-1;
        energie(n) = sig1(n)*sig1(n);
        energieSUM(i) = energieSUM(i) + energie(n);
    end;
end;
```



2.1.4.4 Práh počtu průchodů nulou a energie

Aktivitu hlasu je třeba vymezit pomocí prahových křivek zjištěného ZCR a energie. Vzorky nacházející se nad prahem ($T = \text{Threshold}$) obou křivek patří k aktivním užitečným úsekům. Parametr je mimo jiné schopný sloučit oddělené neužitečné epizody a nalézt počáteční a koncový bod aktivních epizod.

Originální algoritmus ZCR a energie včetně prahových křivek je v příloze D.

Pro výpočet byl využit následující algoritmus, kde a , b a c jsou konstanty určené experimentálně, T_z značí práh ZCR a T_e práh energie: [35]

%Výpočet prahu počtu průchodů nulou a energie

$a = 0.02;$

$b = 3;$

%zjištěné konstanty

$c = 0.3;$

$ZC = \text{sum}(\text{zcrSUM}) / \text{length}(\text{zcrSUM});$

$I1 = a * (\text{max}(\text{energieSUM}) - \text{min}(\text{energieSUM})) + \text{min}(\text{energieSUM});$

$I2 = b * \text{min}(\text{energieSUM});$

$T_e = \text{min}(I1, I2)$

%práh energie

$T_z = c * ZC$

%práh počtu průchodů nulou

Algoritmus grafického znázornění ZCR a energie signálu chrápání včetně prahových křivek použitý v programu MATLAB[®] je následovně zpracován:

%Vykreslení počtu průchodů nulou, energie signálu a jejich prahů

subplot (3,1,3);

$T = 0:1/(\text{Fs}/64-1):(\text{length}(\text{zcrSUM})-1)/(\text{Fs}/64-1);$

plot (T,zcrSUM);

xlabel ('Čas [s]', 'FontSize', 12)

ylabel ('ZCR', 'FontSize', 12)

title ('Počet průchodů nulou', 'FontSize', 14)

hold on

plot (T, T_z , 'r')

subplot(3,1,2);

$Tt = 0:1/(\text{Fs}/64-1):(\text{length}(\text{energieSUM})-1)/(\text{Fs}/64-1);$

plot (Tt,energieSUM);

xlabel ('Čas [s]', 'FontSize', 12)

ylabel ('Energie', 'FontSize', 12)

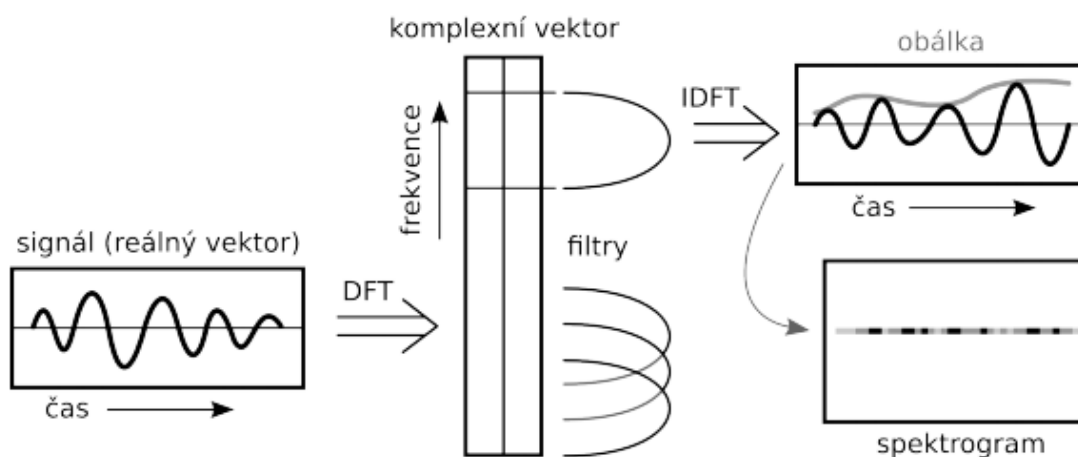
title ('Energie signálu', 'FontSize', 14)

hold on

plot (Tt, T_e , 'r')

2.1.4.5 Spektrogram

Zobrazení frekvenční informace signálu vzhledem k času je dílčí úlohou spektrogramu. Spektrogram se opírá o aktivní činnost hlasivek a zobrazuje je barevně dle úrovní signálu. V dané problematice chrápání byl použit širokopásmový spektrogram s přesnou časovou informací. Příkazový řádek má podobu: $[S, F, T] = \text{spectrogram}(x, \text{window}, \text{noverlap}, F, Fs)$. Řídí se vektorem F frekvencí v Hz s překrytím noverlap (Fourierova transformace) v čase T , Fs je vzorkovací frekvence a window představuje okénkovací funkci. Na obrázku číslo 26 je zobrazeno schéma tvorby spektrogramu pomocí diskrétní Fourierovy transformace (DFT), filtrů, inverzní DFT (IDFT) a obálky amplitud. [30, 41]



Obrázek 26: Schéma tvorby spektrogramu [41]

Pro náš případ byly konstanty následovné: vektor F byl definován pomocí Fourierovy transformace NFFT po 128 vzorcích s překrytím 64 vzorků a okénkovací funkcí Hammingova okénka. Konstanty spektrogramu definované v programu:

%Konstanty

Fs = 8000;

NFFT = 128;

NOVERLAP = 64;

WINDOW = hamming(NFFT);

%vzorkovací frekvence

%počet vzorkovaných bodů

%překrytí vzorků

%Hammingovo okénko



Použití funkce spektrogramu a jeho grafické znázornění bylo naprogramováno následovně:

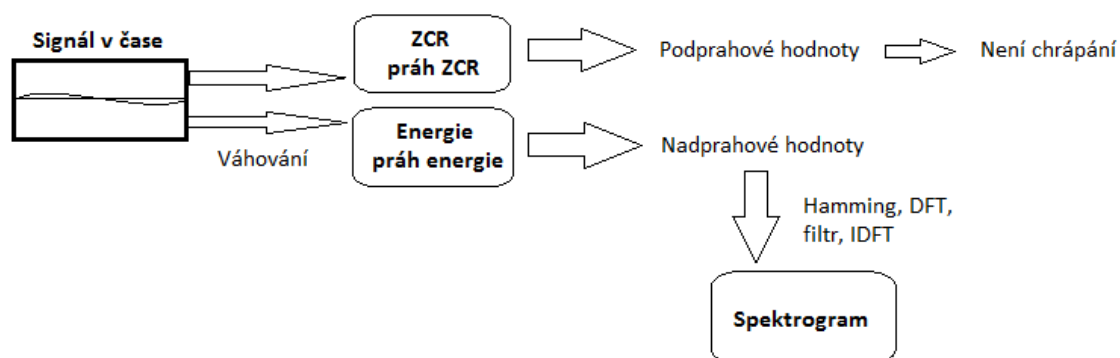
%Definice a vykreslení spektrogramu signálu

```
subplot(2,1,2);  
[B,f,t] = spectrogram(sig1, WINDOW, NOVERLAP, NFFT, Fs);  
imagesc (t, f, 20*log10(abs(B))), axis xy, colormap(jet);  
xlim ([0 12])  
xlabel ('Čas [s]', 'FontSize', 12)  
ylabel ('Vzorkovací frekvence [Hz]', 'FontSize', 12)  
title ('Spektrogram', 'FontSize', 14)
```

Definované konstanty i spektrogram se jako zdrojový kód vyskytuje taktéž v příloze D.

2.1.5 Výsledky zpracování signálu

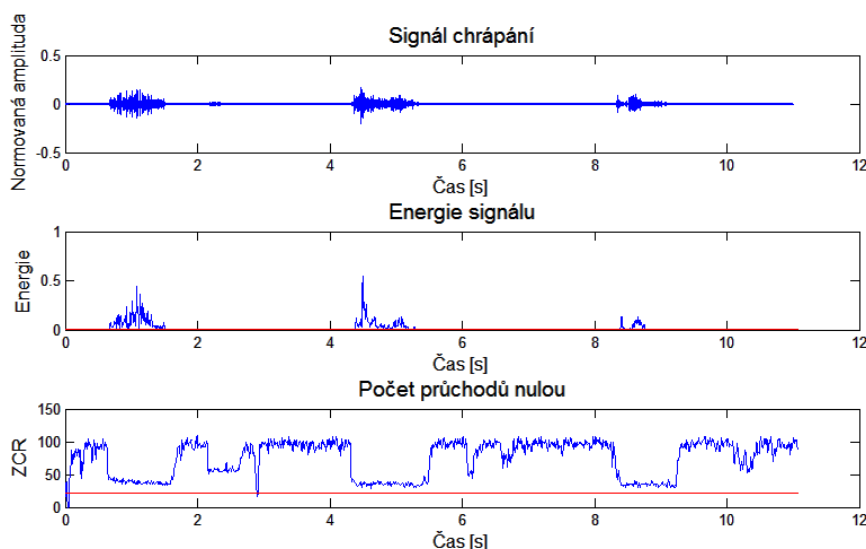
Na nadcházejícím obrázku 27 je vyobrazen diagram zpracování signálu chrápání v programu MATLAB[®] pro přehlednost.



Obrázek 27: Diagram zpracování signálu chrápání

2.1.5.1 ZCR a energie

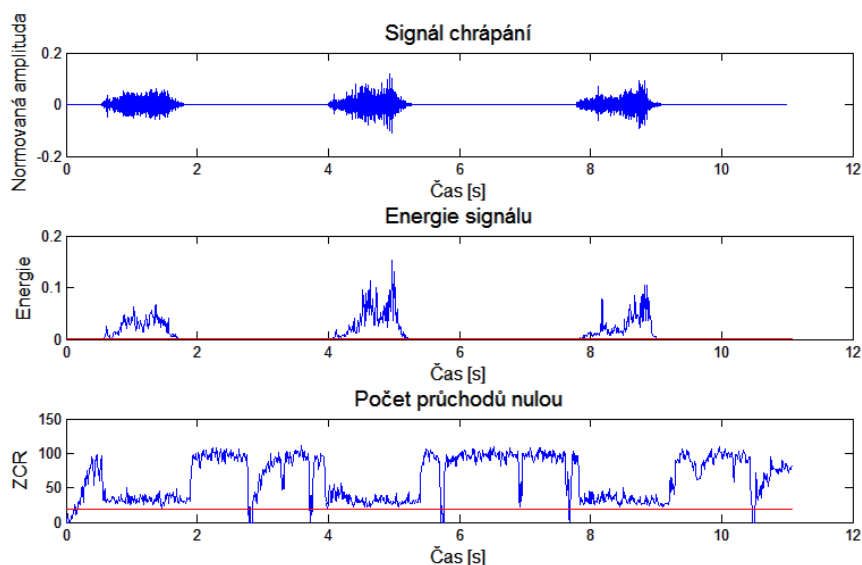
Počet průchodů nulou a energie signálu chrápání jsou porovnány u ženy a muže v případě všech čtyř mikrofonů v následujících obrázcích 28 – 35 grafického zpracování na základě popsanych algoritmů v předchozí kapitole.



Obrázek 28: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – první mikrofon

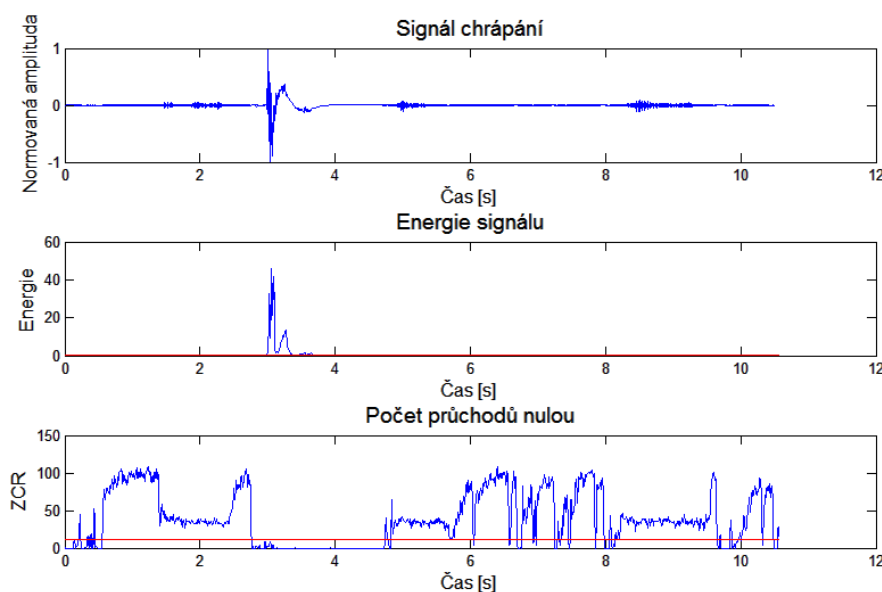
Energie ženského signálu chrápání dosahuje maximální hodnoty už kolem 0,5 a jeho prahová křivka $T_e = 8,4 \cdot 10^{-7}$. Počet průchodů nulou mimo segmenty s užitečným signálem se pohybuje kolem 100 a práh má hodnotu $T_z = 22,2$. Práh samotný

se v obecném měřítku jeví jako nedetekovatelná hodnota, ale to je způsobeno vyšší schopností mikrofону jímát šum prostředí, proto jsou hodnoty počtu průchodů nulou obecně vyšší. Ovšem oba prahy společně krásně určují segmenty aktivního signálu.



Obrázek 29: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – první mikrofón

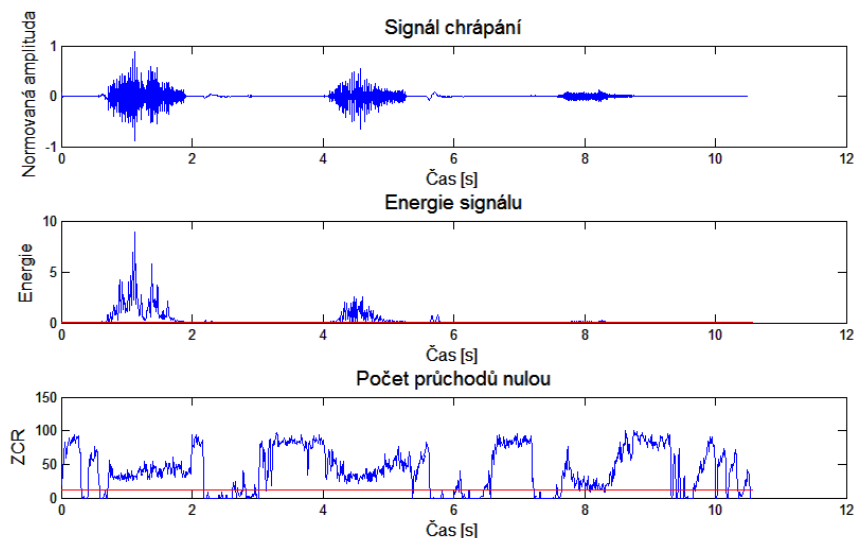
Energie mužského signálu chrápání má oproti ženskému nižší hodnotu. Práh energie $T_e = 7,2 \cdot 10^{-7}$. Počet průchodů nulou se taktéž jako u ženy pohybuje kolem 100 a její práh je $T_z = 19,0$. Také u mužského signálu prvního mikrofónu lze díky prahům rozeznat aktivní segmenty signálu.



Obrázek 30: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – druhý mikrofón

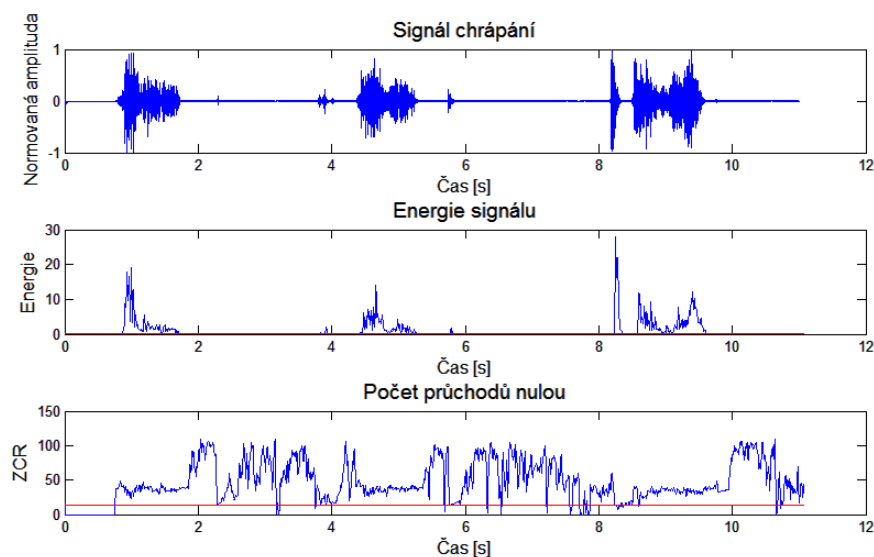


Energie ženského signálu chrápání je na obrázku díky vysoké energii rušivého signálu neznatelná. Dosahuje však hodnoty kolem 0,2 a její práh je roven $T_e = 8,8 \cdot 10^{-7}$. Práh počtu průchodů nulou je $T_z = 11,6$. Díky šumu o vysoké energii se na první pohled jeví, že algoritmus nerozezná v tomto případě aktivní segmenty chrápání. Ovšem opak je pravdou. I v tomto případě prahové hodnoty vyhovují vyhodnocení, jen nelze vidět bez velkého přiblížení.



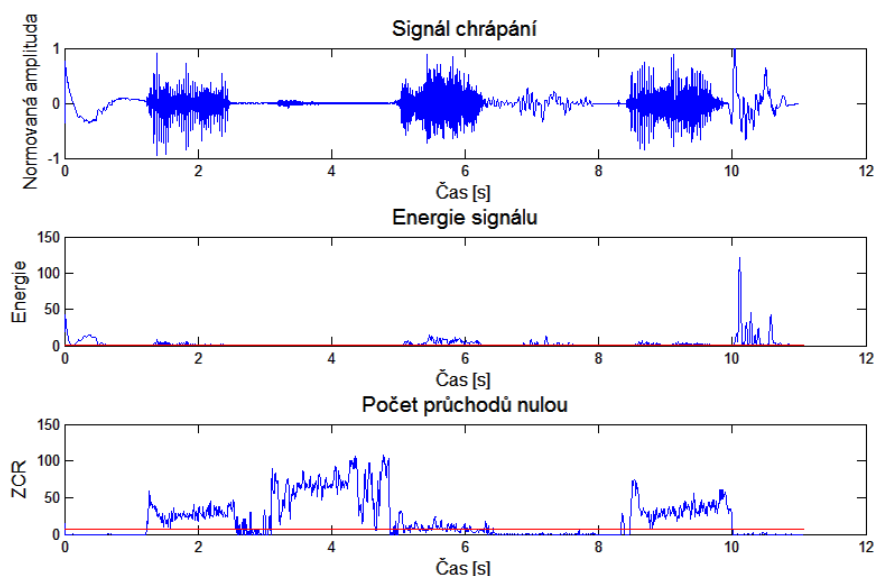
Obrázek 31: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – druhý mikrofon

Energie signálu u muže je v tomto případě nahraném druhým mikrofonem klesající. Jeho maximální hodnota je rovna 9 a práh $T_e = 1,7 \cdot 10^{-5}$. Počet průchodů nulou je zde variabilní a zájmový práh má hodnotu $T_z = 12,4$. Prahové křivky opět vzájemnou kombinací správně vyhodnocují aktivní segmenty signálu.



Obrázek 32: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – třetí mikrofon

U třetího mikrofonu v případě ženského signálu lze pozorovat energii zájmového signálu v maximální hodnotě 20 a příslušný práh $T_e = 1,8 \cdot 10^{-6}$. Počet průchodů nulou je v zájmových oblastech krásně vyrovnaný na 50, kdy práh je $T_z = 13,9$. Aktivní segmenty jsou určeny kombinací obou prahových křivek.

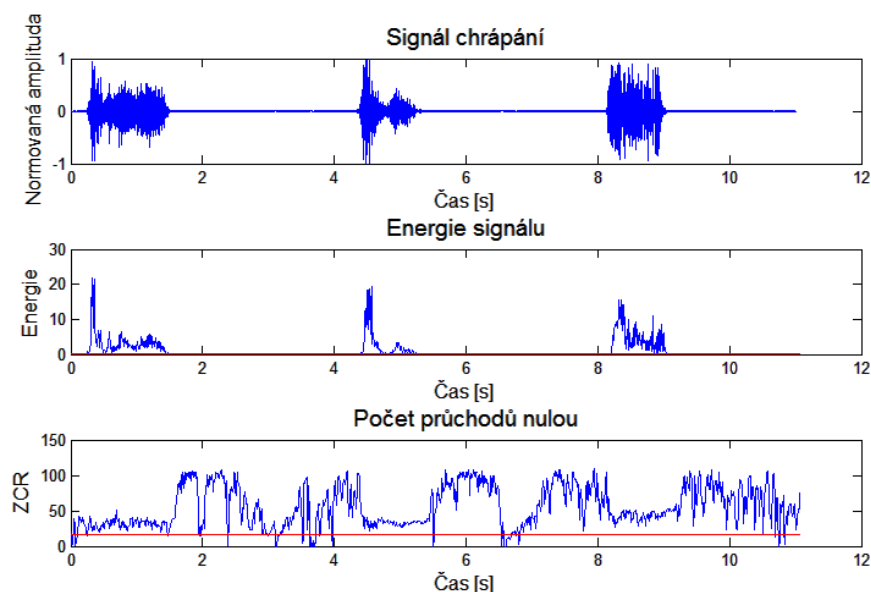


Obrázek 33: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – třetí mikrofon

Mužský signál chrápání má maximální hodnotu energie 15, prahovou hodnotu rovnou $T_e = 2,1 \cdot 10^{-6}$. Počet průchodů nulou je okometricky různorodý oproti ženskému

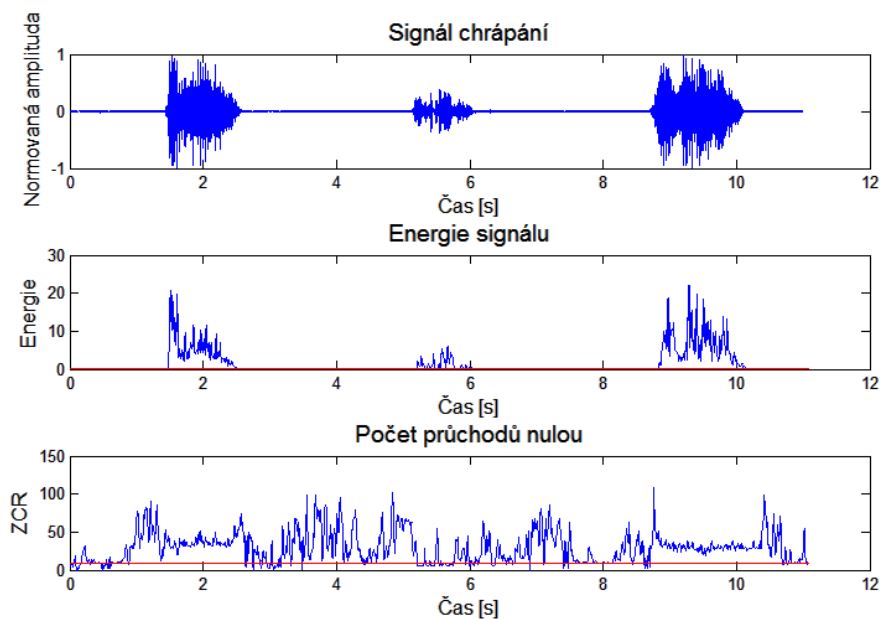


signálu. Jeho prahová hodnota je $T_z = 6,2$. I v tomto případě jsou aktivní segmenty korektně vyhodnoceny, přestože se může zdát na první pohled pochybné.



Obrázek 34: Energie a ZCR s příslušnými prahy u ženy – čtvrtý mikrofon

Do čtvrtého mikrofonu byl nahrán ženský signál o energii 20, přičemž práh po výpočtu vyšel na hodnotu $T_e = 1,8 \cdot 10^{-6}$. Počet průchodů nulou tohoto vzorku se v zájmové oblasti pohybuje pod 50 a jeho práh je $T_z = 16,5$. Kombinace obou prahových křivek krásně vymezuje aktivní signál chrápání při nahrávání dynamickým mikrofonem.



Obrázek 35: Energie a ZCR s příslušnými prahy u muže – čtvrtý mikrofon



Do čtvrtého mikrofonu byl nahrán mužský signál o energii asi 20, podobně jako u ženy, přičemž práh vyšel na hodnotu $T_e = 2,1 \cdot 10^{-6}$. Počet průchodů nulou má vyrovnanější hodnotu jen v symetrických okrajových užitečných signálech, a to kolem 50. Prahová hodnota ZCR tedy je $T_z = 8,9$. Společné vyhodnocení prahových křivek nám dává jasnou informaci o aktivním signálu chrápání v případě obou krajních užitečných úsecích, ovšem u středního úseku by okamžitý signál nebyl vyhodnocen jako chrápání.

V následující tabulce číslo 2 můžeme porovnat oba prahy všech mikrofónů u mužů i žen. Zároveň byl proveden výpočet průměru všech možných logických kombinací, tedy průměr prahů u žen a u mužů zvlášť, u každého mikrofónu zvlášť a zvlášť celkový průměr všech hodnot u prahu energie a prahu ZCR.

Signál		T _e [10 ⁻⁷]	T _z	Průměr T _e [10 ⁻⁷]	Průměr T _z
Mikrofon 1	Žena	8,4	22,0	7,8	20,5
	Muž	7,2	19,0		
Mikrofon 2	Žena	8,8	12,0	89,4	12,0
	Muž	170,0	12,0		
Mikrofon 3	Žena	18,0	14,0	19,5	10,1
	Muž	21,0	6,2		
Mikrofon 4	Žena	18,0	17,0	19,5	13,0
	Muž	21,0	8,9		
Průměr	Žena	13,3	16,3		
	Muž	54,8	11,5		
Celkový průměr		34,1	13,9		

Tabulka 2: Porovnání prahu energie a ZCR a jejich průměrů

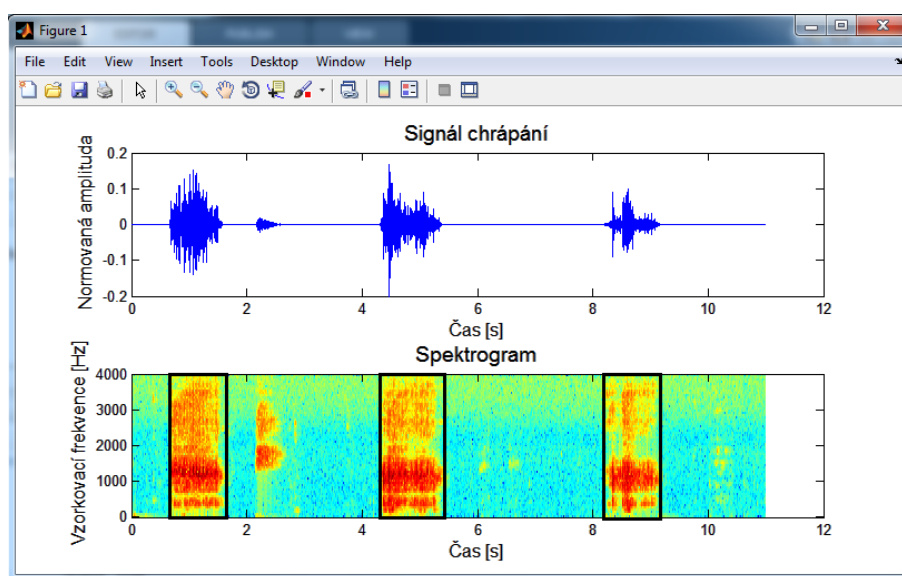
Z průměru prahu energie u žen a muže jsme zjistili, že u muže je práh energie prokazatelně vyšší, přestože v případě prvního mikrofónu byl u muže nižší a u mikrofónu číslo 2 zase extrémně vysoký oproti ostatním hodnotám. Průměr prahu ZCR u muže je na rozdíl od prahu energie zase nižší oproti ženě. Zajímavé je, že u mikrofónu číslo 2 se průměrné hodnoty muže a ženy sobě rovnají. Co se týče průměrů prahů jednotlivých mikrofónů: práh energie u druhého mikrofónu je vysoce vychýlen od ostatních díky extrémní výchylce u muže a zároveň hodnoty třetího a čtvrtého mikrofónu jsou velmi vyrovnané. Práh ZCR u prvního mikrofónu se vychyluje



od ostatních hodnot. Celkové průměry jsou jen orientační a v konkrétním případě celkového průměru prahu energie je hodnota velmi ovlivněná již zmíněnou velkou výchylnou u mužského signálu druhého mikrofonu. Z této tabulky lze tedy prozatím usuzovat, že mikrofony číslo 3 a 4 jsou vhodné pro detekci signálu chrápaní.

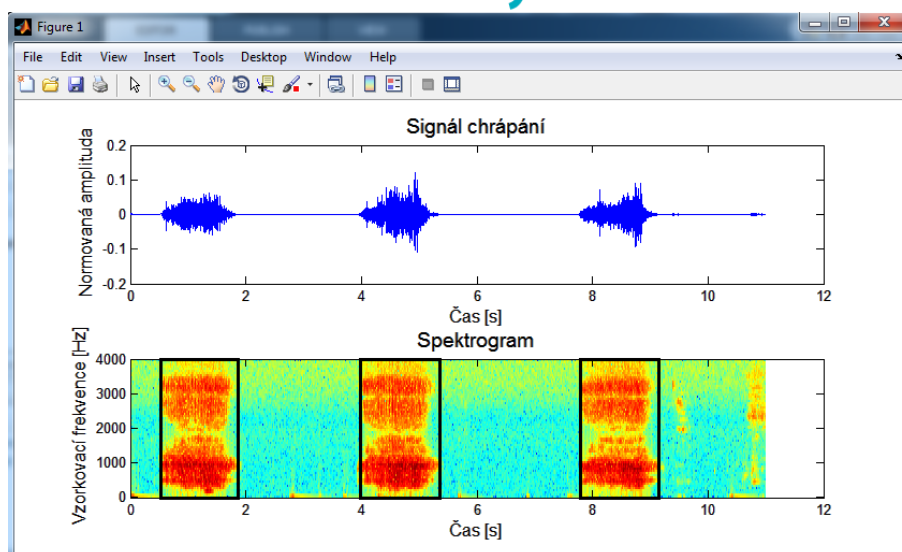
2.1.5.2 Spektrogram

Spektrogramy signálu chrápaní v následujících obrázcích 36 – 43 u ženy a muže jsou výsledkem grafického zpracování algoritmu popsaného v předchozí kapitole.



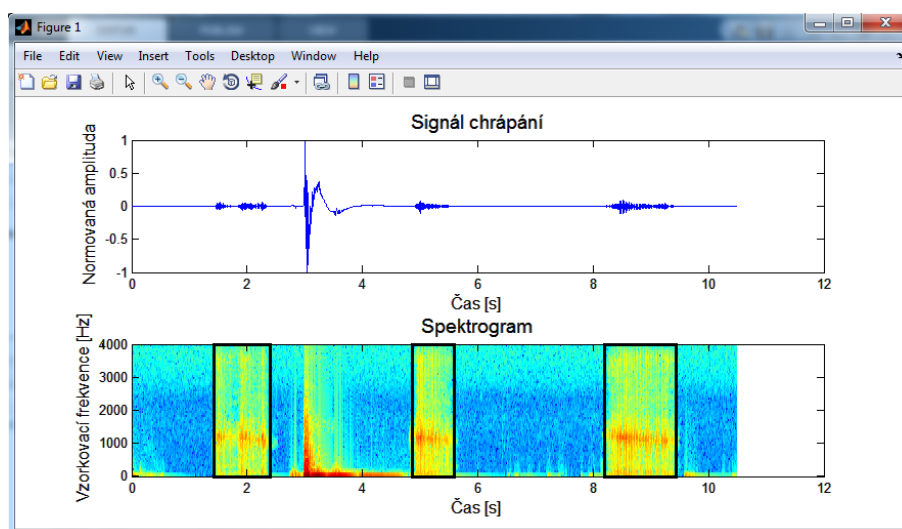
Obrázek 36: Spektrogram chrápaní u ženy – první mikrofon

Spektrogram chrápaní u ženy v případě prvního mikrofonu rozlišuje zájmové spektrum v barevných odstínech od žluté po červenou a má specifické frekvenční rozložení aktivních složek signálu. Spektrum tedy určuje segmenty aktivního chrápaní zhruba v okolí 1 s, 5 s a mezi 8 a 9 s, vyznačenými rámečkem. Je zapotřebí si všimnout také nízké normované amplitudy daného signálu.



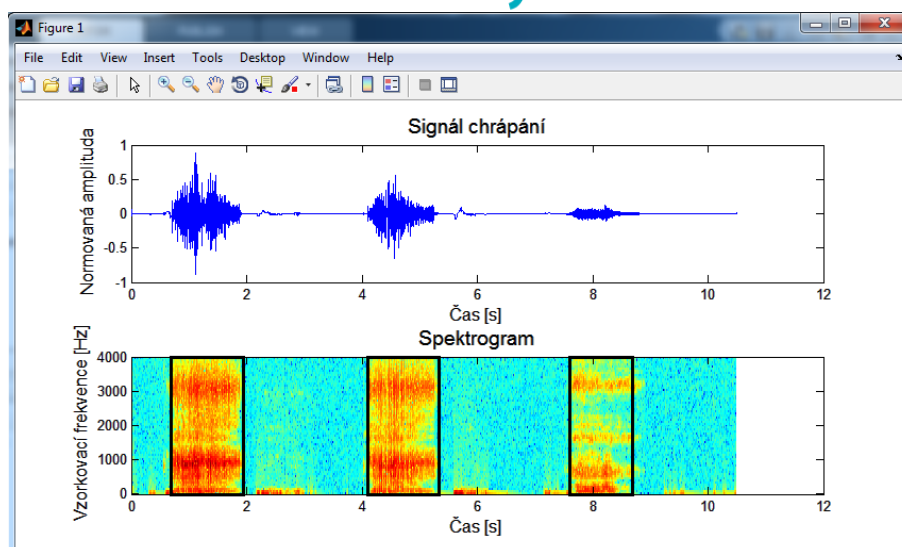
Obrázek 37: Spektrogram chrápání u muže – první mikrofon

Spektrogram u mužského signálu nahraného prvním mikrofonem je specifický segmenty aktivního signálu chrápání, tentokrát kolem 1 s, v rozmezí 4 a 5 s a v rozmezí 8 a 9 s. Amplituda signálu dosahuje nízkých hodnot stejně jako u ženy.



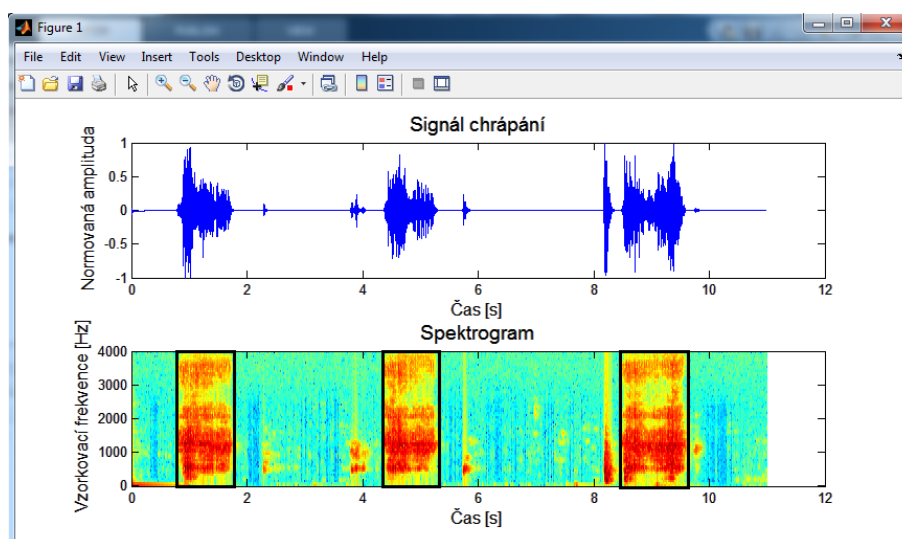
Obrázek 38: Spektrogram chrápání u ženy – druhý mikrofon

Spektrogram ženského chrápání u druhého mikrofonu byl poněkud slabší a také rušen okolními vlivy, což je vidět v oblastech mimo zvýrazněné aktivní signály, zobrazeny tmavší modrou barvou. V tomto případě dosahuje normovaná amplituda nejnižší hodnoty.



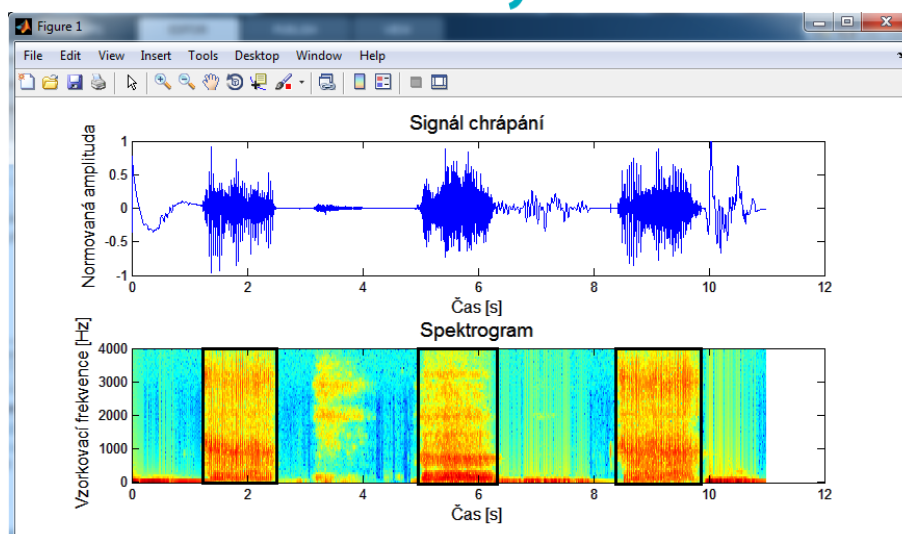
Obrázek 39: Spektrogram chrápání u muže – druhý mikrofón

Spektrogram u muže druhého mikrofónu má segmenty aktivního signálu zhruba kolem 1 s, u 5 s a 8 s. Amplituda signálu se již pohybuje kolem hodnoty $\pm 0,8$, tedy oproti předchozím normovaným amplitudám je velmi vysoká a dochází k minimálnímu šumu.



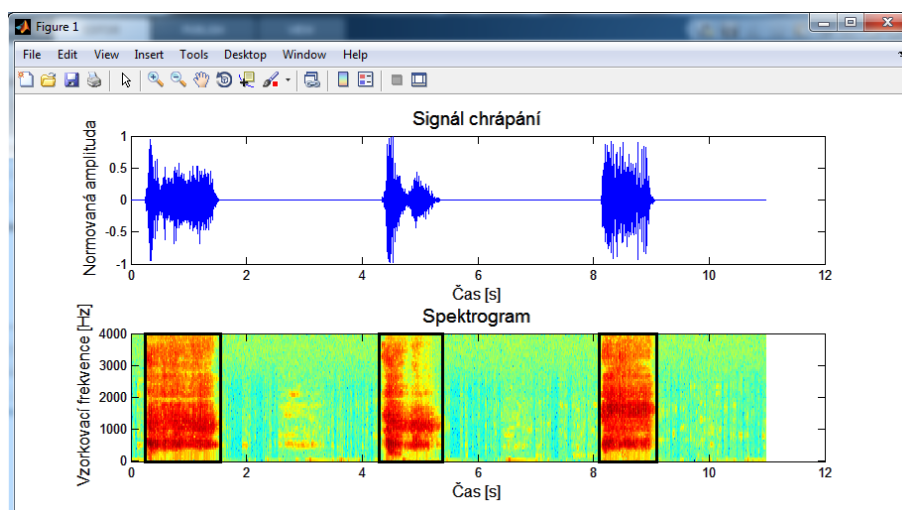
Obrázek 40: Spektrogram chrápání u ženy – třetí mikrofón

Spektrogram signálu ženy u třetího mikrofónu ukazuje zájmové oblasti signálu kolem 1, 5 a 9 s. Normovaná amplituda již dosahuje vysokých hodnot.



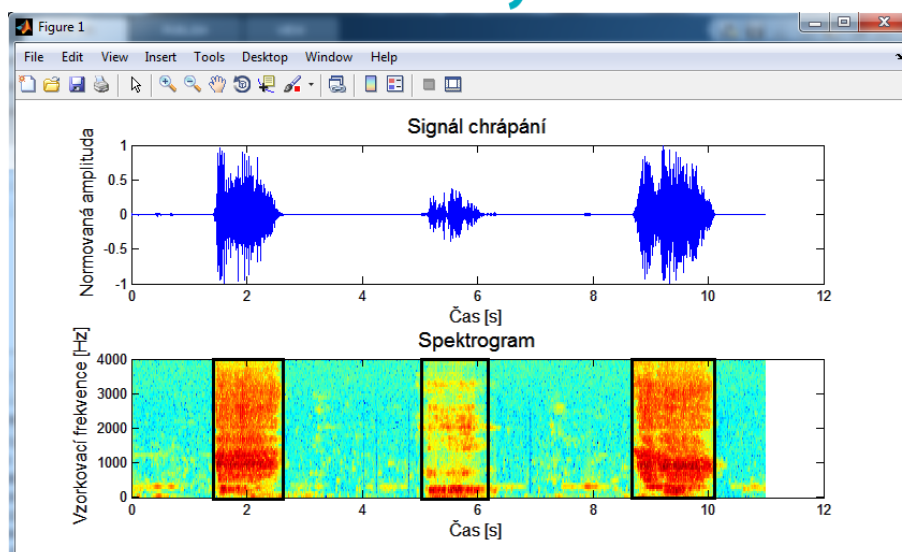
Obrázek 41: Spektrogram chrápání u muže – třetí mikrofon

Spektrogram mužského signálu třetího mikrofону je rušen okolními vlivy, a proto zájmová frekvence je obklopena například spektrem hlasitějšího výdechu mezi 3 a 4 s. Každopádně segmenty aktivního signálu chrápání se nachází přibližně kolem 2, 6 a 9 s. K tomuto druhému grafu třetího mikrofónu lze přisuzovat také vysokou amplitudu signálu.



Obrázek 42: Spektrogram chrápání u ženy – čtvrtý mikrofon

Spektrogram u čtvrtého mikrofónu je zřetelnější pro určení segmentů zájmového signálu chrápání, a to kolem 1 s, 5 s a mezi 8 a 9 s.



Obrázek 43: Spektrogram chrápání u muže – čtvrtý mikrofón

Druhý spektrogram čtvrtého mikrofónu náleží mužskému signálu chrápání. Jelikož krajní segmenty v čase 2 s a mezi 9 a 10 s jsou důkazem signálu s jasným chrápáním, taktéž spektrogram odráží tento poznatek. Střední segment v rozmezí 5 a 6 s má nižší amplitudu, spektrogram ne zcela jasného charakteru chrápání. Pokud se zaměříme na amplitudu signálu chrápání celkově v případě čtvrtého mikrofónu, lze rozlišit nejvyšší hodnoty v porovnání s ostatními mikrofóny.

V následující tabulce číslo 3 můžeme porovnat základní frekvenci f v kHz, šířku pásma B v kHz a maximální amplitudu signálu všech mikrofónů u muže i ženy. Zároveň byl proveden výpočet průměru všech možných logických kombinací, v tomto případě průměr základní frekvence u ženy a u muže zvlášť, u každého mikrofónu zvlášť a zvlášť celkový průměr všech hodnot. Základní frekvenci f jsme určili na základě spektrogramu, kdy základní frekvence je první nejvíce zbarvená (zpravidla červená) oblast spektra spektrogramu. Šířka pásma B je rozdíl nejvyšší a nejnižší frekvence signálu chrápání, tedy rozdíl frekvence v oblasti útlumu zájmové frekvence pro detekci signálu chrápání a dolní meze základní frekvence. Maximální amplituda je největší možná výchylka signálu v aktivních segmentech chrápání.



Signál		Základní f [Hz]	B [Hz]	Max normovaná amplituda	Průměr f [Hz]	Průměr B [Hz]	Průměr normované amplitudy
Mikrofon 1	Žena	300	2 850	0,20	275	2 980	0,16
	Muž	250	3 100	0,12			
Mikrofon 2	Žena	1 000	700	0,12	700	1 900	0,51
	Muž	400	3 100	0,90			
Mikrofon 3	Žena	350	3 300	1,00	375	3 150	0,98
	Muž	400	3 000	0,95			
Mikrofon 4	Žena	300	3 300	1,00	200	3 300	1,00
	Muž	100	3 300	1,00			
Průměr	Žena	488	2 540	0,58			
	Muž	288	3 130	0,74			
Celkový průměr		388	2 830	0,66			

Tabulka 3: Porovnání základní frekvence, šířky pásma a maximální normované amplitudy a jejich průměrů

Z průměru základní frekvence a šířky pásma u muže a ženy vyplývá, že žena má oproti muži vyšší základní frekvenci. Průměr maximální amplitudy u ženy je nižší než u muže. Z průměrů základní frekvence, šířky pásma a maximální amplitudy u jednotlivých mikrofonů si lze všimnout rozdílů v hodnotách. Mikrofon 3 a 4 mají velmi obdobné hodnoty u všech tří veličin. Mikrofon 1 se od nich liší jen průměrnou maximální amplitudou, která byla u ženy i muže velmi nízká. Mikrofon 2 je ovšem oproti ostatním rozporuplný ve všech průměrných hodnotách. Tím lze usuzovat, že není příliš vhodným mikrofonom pro detekci signálu chrápání. Oproti tomu jako nejvhodnější mikrofony se dají považovat třetí a čtvrtý. Orientační celkový průměr se týká obecného odhadu veličin pro zhodnocení bez ohledu na pohlaví či akustický snímač.

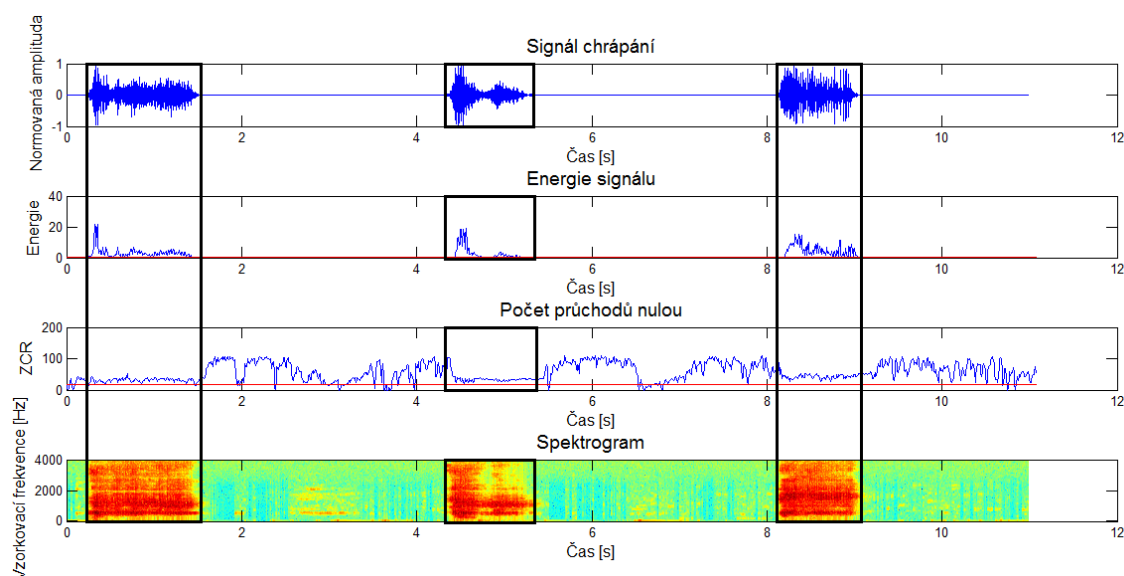
2.1.6 Klasifikace signálu chrápání

Signál chrápání lze rozeznat od jiných akustických signálů nejen na poslechové úrovni, ale také analyticky pomocí navrženého algoritmu zpracování použitého právě na dané akustické signály jiného charakteru. Mezi takové zvukové signály se řadí například přirozené dýchání, energeticky náročnější kýčání či kašlání, pak mluvení ze spaní, vrzání postele aj.

K rozpoznání chrápání na úrovni zpracování signálu bylo nahráno několik různých akustických signálů, které se mohou během spánku projevit. Klasifikace signálu tedy byla zkoumána oproti signálu dýchání, zívání, kašlání, kýčání, mluvení, mlaskání, mručení a vrzání postele.

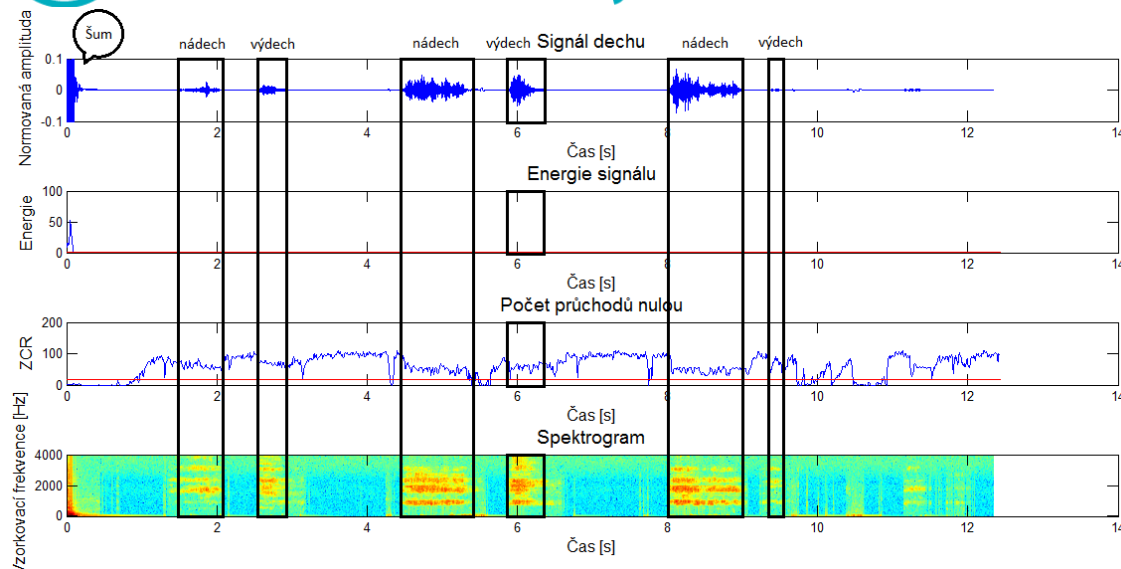
Všechny signály byly nahrány v ženském podání v programu Audacity® interním mikrofonom Realtek High Definition Audio s výchozím formátem A/D převodníku 16 bitů o vzorkovací frekvenci 8 000 Hz a zesílení 10 dB. Následně vzorky prošly navrženým algoritmem zpracování signálu chrápání a pak porovnány se zájmovým signálem.

Výsledky algoritmů zpracování lze názorně vidět na obrázcích 44 – 52 s vyznačenými oblastmi odpovídajícího akustického signálu, kdy obrázek 44 zde představuje detekci a zpracování signálu chrápání od ženy jako referenční vzorek.



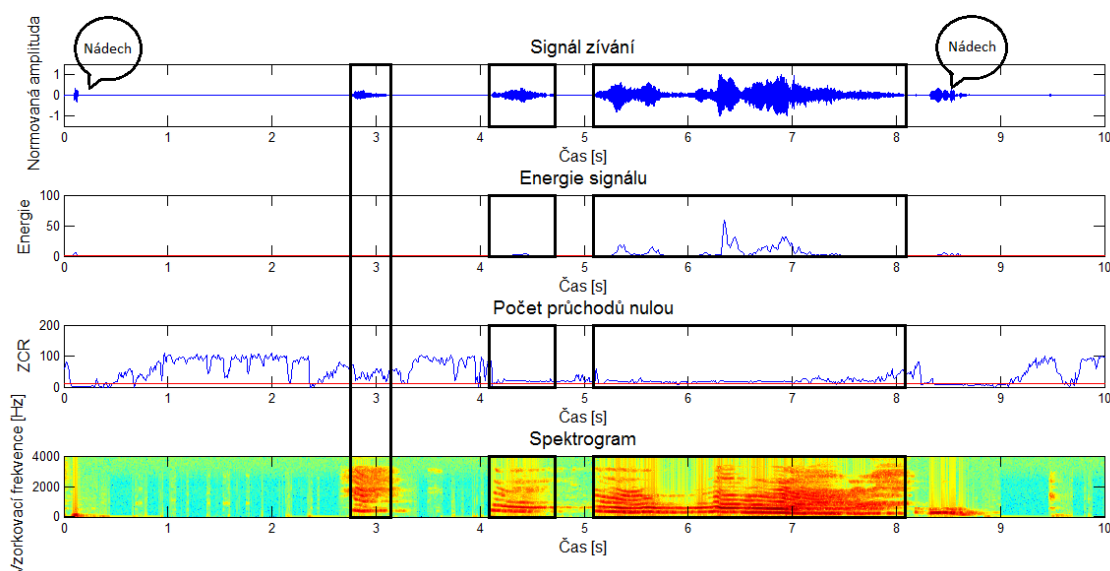
Obrázek 44: Detekce a zpracování signálu chrápání

Graf signálu chrápání v této kapitole slouží k porovnání amplitudy, energie, ZCR a spektrogramu s ostatními akustickými signály, které byly pro klasifikaci nahrány.



Obrázek 45: Detekce a zpracování signálu dechu

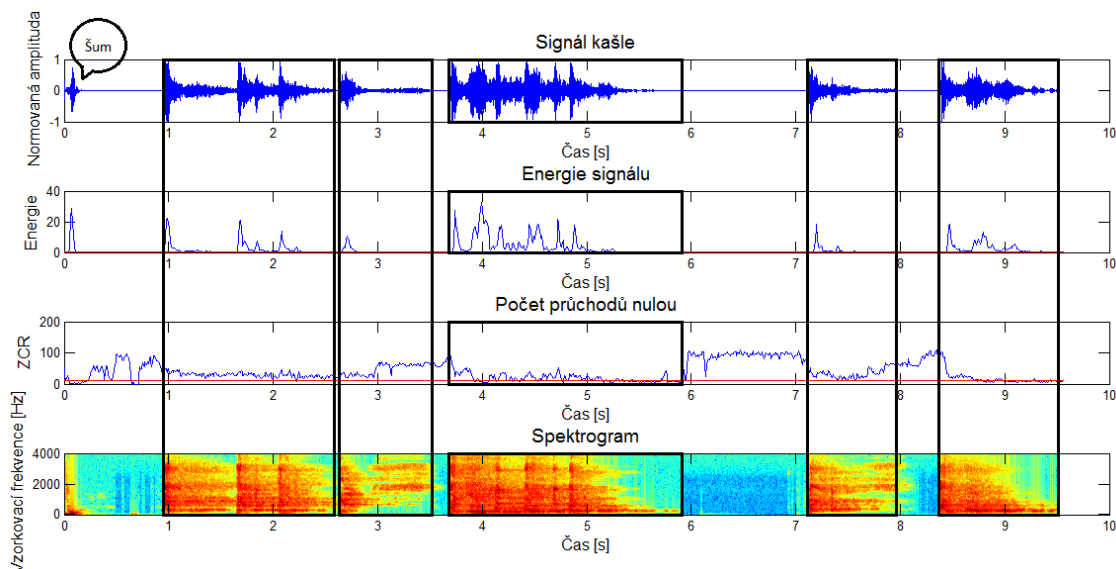
Grafické zpracování signálu dýchání, respektive nádechu a výdechu, jasně popírá možnost detekce signálu chrápání. Lze to vidět již z prahových křivek energie a počtu průchodů nulou, kdy žádný úsek signálu neodpovídá oběma neprahovým hodnotám zároveň. Spektrogram má úzké rozmezí základní i vyšší frekvence a zpravidla nedosahuje hustoty frekvencí signálu chrápání, čemuž odpovídá i velmi nízká amplituda a extrémně mizivá energie signálu.



Obrázek 46: Detekce a zpracování signálu zívání

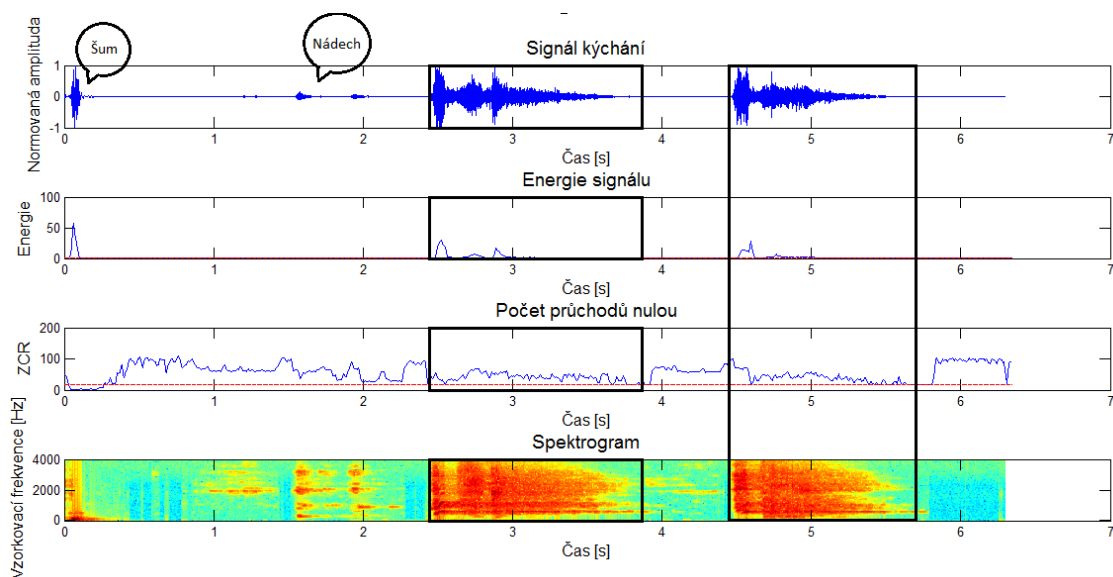
Grafické zpracování akustického signálu zívání je podobný signálu chrápání jen na základě amplitudy. Kombinace prahových křivek zcela nevylučuje, že by algoritmus

mohl signál vyhodnotit jako chrápání, avšak spektrogram zívání je oproti spektrogramu chrápání odlišný jak v ohledu na šířku frekvenčního pásma, tak na zájmovém spektru a délce aktivních segmentů.



Obrázek 47: Detekce a zpracování signálu kašlání

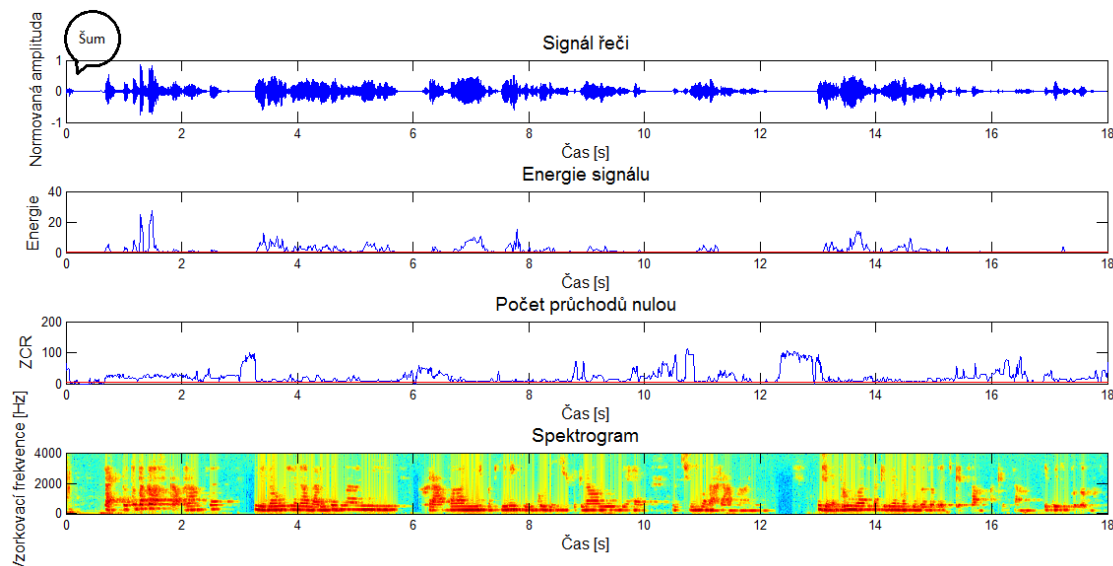
Zpracování signálu kašlání má obdobně jako signál zívání vyšší amplitudu a prahové křivky nejsou dostatečným argumentem pro vyloučení detekce chrápajícího signálu. Spektrogram zobrazuje nárazové počáteční frekvence aktivního segmentu signálu, ale ve zbytku segmentu se spektrum mění – klesá.



Obrázek 48: Detekce a zpracování signálu kýchání

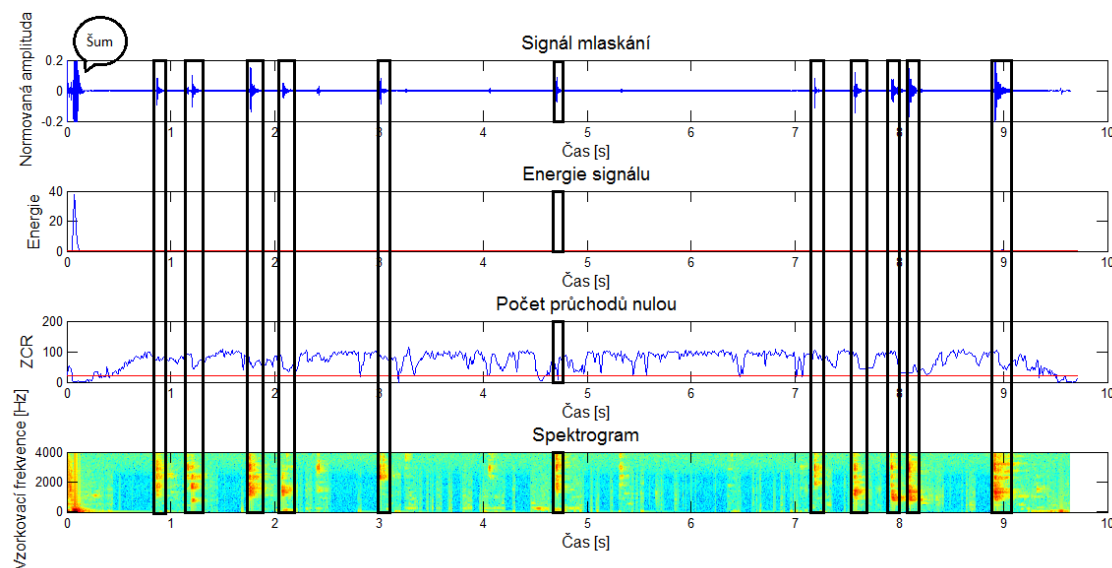


Zpracování signálu kýchání je na tom obdobně jako signál zívání co se týče energie a prahových křivek a jako signál kašlání v případě spektrogramu. Tedy pouze na základě vykreslení spektrogramu lze signál kýchání odlišit od signálu chrápání.



Obrázek 49: Detekce a zpracování signálu řeči

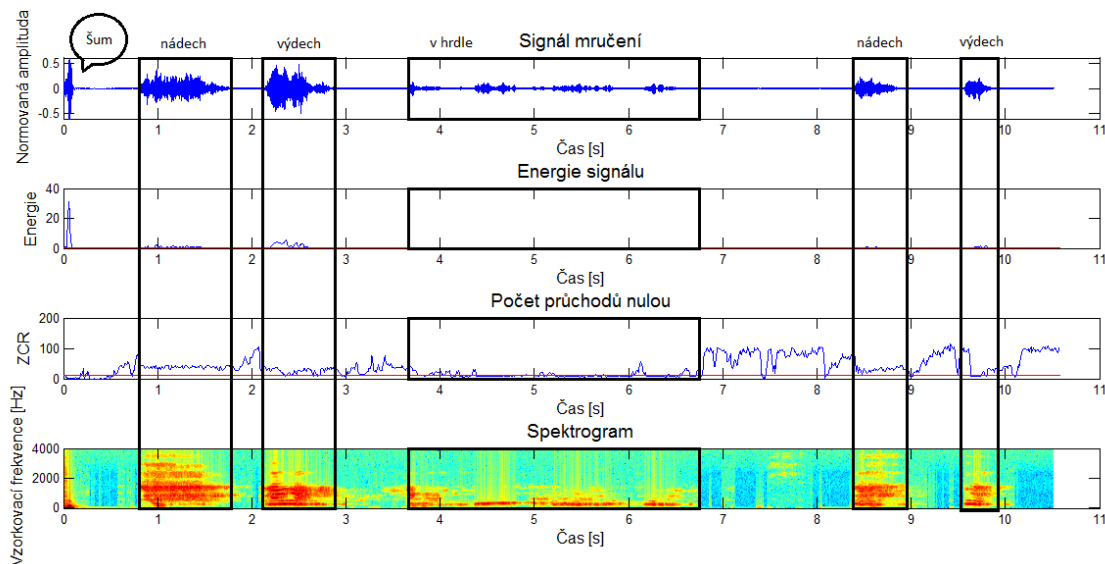
Grafické zpracování signálu řeči má opět ne zcela jasně určené segmenty aktivního signálu pomocí prahových křivek pro chrápání. Ovšem při pohledu na spektrogram řečového signálu, lze jasně rozeznat nízké frekvence spektra a tedy i menší šířku frekvenčního pásma. V tomto grafu je daný signál detekován po celé délce grafů, vyjma počátečního šumového signálu, proto pro přehled nebyly obdélníkově vyznačeny.



Obrázek 50: Detekce a zpracování signálu mlaskání

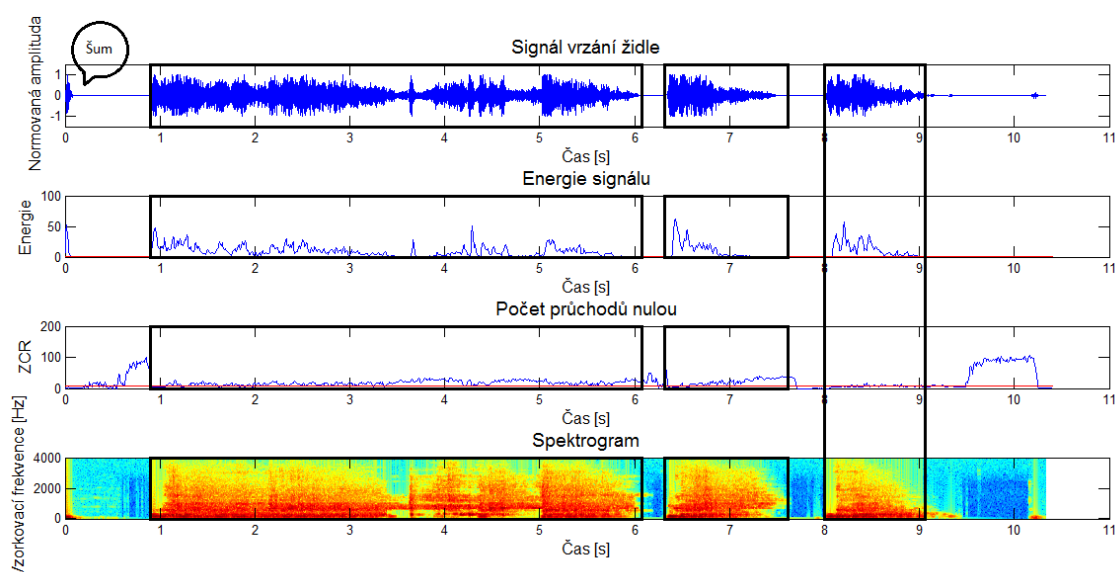


Signál mlaskání podobně jako signál dechu popírá možnost detekce signálu chrápání již z prahových hodnot energie a počtu průchodů nulou, má nízkou amplitudu a spektrum je výraznější na vyšších frekvencích o malém intervalu.



Obrázek 51: Detekce a zpracování signálu mručení

Grafické zpracování signálu mručení, ať už při nádechové či výdechové akci nebo jen v hrdle, má obdobně jako signál zívání nízkou energii a vyhodnocení pomocí prahových křivek je nejednoznačné. Spektrum v nižších frekvencích je velmi obdobné jako v případě chrápání, jediným rozdílem je malá šířka frekvenčního pásma. Při mručení v hrdle je extrémně malá.



Obrázek 52: Detekce a zpracování signálu vrzání



Zpracování signálu vrzání, v tomto případě vrzání židle, by jen dle prahových křivek byl s největší pravděpodobností vyhodnocen jako signál chrápání. Ovšem spektrogram napovídá, že se o signál chrápání určitě nejedná. Spektrum je položeno ve velmi nízkých frekvenčních hodnotách a již při 1kHz postupně slábne. Ani v tomto případě nedochází k vyhodnocení signálu jako by byl signálem chrápání.

Klasifikace chrápání se po průzkumu dalších akustických signálů zdá být téměř jednoznačným detekovatelným signálem. K diskuzi může dojít při porovnání chrápání s mručením, protože jediným rozdílem se zdá být šířka pásma a ta může být jemně proměnlivá v závislosti na použitém akustickém snímači, pohlaví a věku pacienta, šumu okolí a odrazu zvukových signálů od stěn.



3 DISKUZE

Detekce a zpracování signálu chrápání bezkontaktním způsobem pomocí akustických senzorů se jeví jako výrazný pokrok ve snímání akustických signálů během spánkového režimu člověka. Snímání bezkontaktním způsobem je výhodné z hlediska nulového přechodového odporu mezi kůží a snímačem, ale za cenu šumu způsobeného okolními vlivy prostředí a podmínek snímání. Další výhodou je snadnost, efektivnost a v mnoha případech také ekonomická stránka. Problémem ovšem celého procesu je snadný hodnotící spolehlivý algoritmus, který je stále ve vývoji a není zcela pragmaticky probádaný. V budoucnosti lze očekávat vícečetné zkoumání v tomto směru zpravidla také díky přívlastku nemoci a tak i zdokonalování algoritmů až k úplné soběstačnosti detekční soustavy bez zdravotnického či odborného personálu.



4 ZÁVĚR

První část bakalářské práce byla věnována studiu teoretické problematiky detekce chrápání, tedy seznámení se s nemocemi respiračního systému souvisejícími s dechovým apnoe, s jeho detekcí a dostupným přístrojovým vybavením, dále s algoritmizací současných diagnostických postupů a s možnostmi zpracování daného signálu.

Další část byla věnována ověření přístrojového vybavení, tedy především akustických senzorů, jako součást praktické stránky práce. Dále nalezneme samotné softwarové měření signálu chrápání bezkontaktním způsobem a ověření možností zpracování dat pomocí programu MATLAB®. Samotné vyhodnocování dat z realizovaných měření je zahrnuto ve výsledcích zpracování signálu, tedy u příslušných grafů a tabulek.

Poslední část je doplněním výsledků zpracování signálu a věnuje se algoritmickému rozpoznání signálu chrápání od dalších možných zvukových signálů během spánku. Tato část byla vypracována na základě výsledků výzkumu pro jednoznačnější charakterizaci signálu chrápání a náznak možnosti rozlišení zvukovým senzorem.

Předmětem výzkumu bylo tedy nejprve naměření signálu chrápání různými akustickými senzory bezkontaktním způsobem do programu Audacity®, pro zobecnění a porovnání byli využiti dva respondenti stejné věkové skupiny, tedy muž a žena. Dalším krokem bylo vytvoření co nejjednoduššího hodnotícího algoritmu v programu MATLAB® a jeho aplikace na nahrané signály. V první řadě se jednalo o hodnocení aktivních segmentů signálu chrápání pomocí prahů energie a počtu průchodů nulou. Toto zhodnocení bylo velmi hrubé a nedostatečné, proto se k němu přidalo zhodnocení signálů pomocí spektrogramů, což se ukázalo jako dostatečný prvek pro rozpoznání chrápání. Kombinací obou hodnotících algoritmů jsme získali celkem přesnou a spolehlivou představu o detekci a vyhodnocení chrápání. Zároveň díky různorodosti nahrávání bylo možné porovnat akustické senzory mezi sebou z hlediska kvality měření, náchylnosti na šum a vhodnosti pro tento výzkumný projekt a dospět tak k doporučení. V mém případě se nejlépe osvědčil dynamický mikrofon, a to už s hlediska jeho vyrovnané kardioidní směrové charakteristiky, čistého nahraného signálu a minimálního zachyceného šumu, tak z hlediska dalšího zpracování signálu vybraným softwarem.



Pro doplnění práce a dovedení získaných poznatků k dokonalosti bylo přidáno klasifikační měření dýchání, kašlání, kýchání, aj. zvukových signálů jedním vybraným mikrofonom a jejich zpracování příslušným hodnotícím algoritmem vzhledem k signálu chrápání. Byla tak zjištěna minimální diskutabilnost při rozlišení daných signálů od signálu chrápání. Signál chrápání se tímto dá považovat za jedinečný a snadno rozpoznatelný akustický signál i pro technické vybavení současné doby.

Vzhledem k získaným poznatkům a následnému obohacení výzkumu v České republice jsem velmi ráda, že výsledky zkoumání jsou užitečné, použitelné a nabádající k dalším předmětům výzkumu. Jako příklad návazného výzkumu je rozlišení běžného život neohrožujícího chrápání od vážné fáze nemoci s akustickým projevem ve formě chrápání. Na tento hlubší problematický okruh by se dalo navázat v další výzkumné práci budoucího navazujícího studia.



SEZNAM BIBLIOGRAFICKÝCH CITACÍ

- [1] HOŘEJŠÍ, J. – překladatel. *Lidské tělo: srozumitelný a zevrubný průvodce po strukturách a funkcích lidského organismu*. Praha, Cesty, 1996, s 69 – 74, ISBN: 80-7181-093-2.
- [2] ROZMAN, J. a kolektiv. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha, Academia, 2006, s 23 – 48, ISBN: 80-200-1308-3.
- [3] BRTNÍK, B., MATOUŠEK D. *Algoritmy číslicového zpracování signálů*. Praha, BEN, 2011, kapitola 9 a 10, ISBN: 978-80-7300-402-6.
- [4] ĎAĎO, S., KREIDL, M. *Měřicí převodníky fyzikálních veličin*. Praha, Skriptum ČVUT FEL, 1990.
- [5] ĎAĎO, S. *Senzory a měřicí obvody*. Praha, Vydavatelství ČVUT, 1999, s. 13 – 18, ISBN: 80-01-02057-6.
- [6] ĎAĎO, S. *Analogové a číslicové měřicí přístroje II*. Praha, ČVUT, 1980, s. 77 – 79.
- [7] BRTNÍK, B. *Číslicové systémy*. Praha, BEN, 2011.
- [8] LEFEBVRE, E., MOREAU, R. *Snoring: Causes, diagnosis and treatment*. Nova science pub inc, 2011, s. 1 – 2, ISBN: 978-1-60876-215-6.
- [9] POSPÍŠILOVÁ, Blanka. Liberec – TUL: Přednášky ANTT. 2012.
- [10] KUDRNA, Petr. Liberec – TUL: Přednášky LPZ. 2013.
- [11] HOLADA, Miroslav. Liberec – TUL: Přednášky USS*Z. 2013.
- [12] HAVLÍK, Jan. Praha – ČVUT: Přednášky IPVZ. 2010.
- [13] *Spánková apnoe* [online]. [cit. 17. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://nemoci.vitalion.cz/spankova-apnoe/>>;
- [14] *Spánek a sny* [online]. [cit. 16. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://spanek-a-sny.zdrave.cz>>;
- [15] *Anatomie dýchacího systému* [online]. [cit. 5. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://adykacer.blog.cz/0811/3>>;
- [16] *Postavení hlasivek* [online]. [cit. 5. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://pfyziolffup.upol.cz/castwiki/?p=2661>>;
- [17] *Spánková medicína v pneumologii* [online]. [cit. 17. 8. 2014]. Dostupné na WWW: < <http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/spankova-medicina-v-pneumologii-obstrukcni-spankova-apnoe-460142>>;



- [18] *Centrum pro poruchu spánku u dětí* [online]. [cit. 17. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://www.fnmotol.cz/kliniky-a-oddeleni/cast-pro-deti/klinika-detske-neurologie-uk-2-lf-a-fn-motol/informace-pro-pacienty/centrum-pro-poruchu-spanku-u-deti/>>;
- [19] *Zvukové snímače* [online]. [cit. 22. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <www.fi.muni.cz/lemma/referaty/10/18.pdf>;
- [20] *Typy mikrofonů* [online]. [cit. 22. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://www.janzaudio.com/clanky/principy-a-typy-mikrofonnich-systemu.html>>;
- [21] *Mini Karaoke kapacitní mikrofon* [online]. [cit. 22. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <http://www.dx.com/cs/p/mini-karaoke-capacitive-microphone-for-ios-android-windows-mac-device-black-golden-228864#.U_dqUubBD5s>;
- [22] *Elektretový mikrofon Sennheiser* [online]. [cit. 22. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://www.audionika.cz/eshop/elektretovy-mikrofon-sennheiser-mke-100-tv>>;
- [23] *Monacor dynamický mikrofón* [online]. [cit. 22. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://www.proaudio.sk/mikrofony/dynamicke-mikrofony/monacor-dm-2500-dynamicky-mikrofon---471/>>;
- [24] *Analýza a zpracování signálu* [online]. [cit. 24. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <http://www.kiv.zcu.cz/~mautner/Azs/Azs1_Uvod.pdf>;
- [25] *Signál a terminologie grafů* [online]. [cit. 24. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://tvorbawebu.wz.cz/faiirfe/help/signal.htm>>;
- [26] *Teorie signálů* [online]. [cit. 25. 8. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://modulace.imatte.cz/teorie.php>>;
- [27] *Kvantování signálu* [online]. [cit. 18. 10. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/1357-kvantovani-signalu>>;
- [28] *Konstrukce mikrofonů* [online]. [cit. 25. 12. 2014]. Dostupné na WWW: <http://www.elektroakustika.cz/types_microphones.html>;
- [29] *Audiotek Megastore* [online]. [cit. 25. 12. 2014]. Dostupné na WWW: <<http://www.audiotek.cz/product-48777-art-m-five>>;
- [30] *Diskrétní Fourierova transformace, váhování, spektrální analýza* [online]. [cit. 4. 1. 2015]. Dostupné na WWW: <<http://amber.feld.cvut.cz/vyu/zs/zs9/c8.htm>>;



- [31] B. Calabrese et al. *A System for the Analysis of Snore Signals*. Procedia Computer Science 4. 2011, 1101 – 1108.
- [32] Ch. Doukas et al. *Automated sleep breath disorders detection utilizing patient sound analysis*. Biomedical Signal Processing and Control 7. 2012, 256 – 264.
- [33] A. Yadollahi, Z. Moussavi. *Automated breath and snore sounds classification from tracheal and ambient sounds recordings*. Medical Engineering & Physics 32. 2010, 985 – 990.
- [34] QUINQUIS, A. *Digital Signal Processing using MATLAB®*. London, Hoboken, ISTE Ltd, John Wiley & Sons, Inc., 2008, ISBN: 978-1-84821-011-0.
- [35] M. Cavusoglu et al. *An efficient method for snore/nonsnore classification of sleep sounds*. Physiological Measurement 28. 2007, 1 – 13.
- [36] *Jak si vybrat mikrofon* [online]. [cit. 25. 1. 2015]. Dostupné na WWW: <http://www.elektroakustika.cz/eshop/index.php?route=information/information&information_id=4>;
- [37] *Kybernetika a řídicí technika* [online]. [cit. 26. 1. 2015]. Dostupné na WWW: <https://otik.uk.zcu.cz/bitstream/handle/11025/5847/BP_Pavel_Ptacek.pdf?sequence=1>;
- [38] *Rozpoznání slov diskrétního diktátu* [online]. [cit. 26. 1. 2015]. Dostupné na WWW: <https://dSPACE.upce.cz/bitstream/10195/36914/1/KociM_rozpoznani_slov_ZN_2010.pdf>;
- [39] *Weber-Fechnerův psychofyzikální zákon* [online]. [cit. 28. 2. 2015]. Dostupné na WWW: <<http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/210-weber-fechneruv-psychofyzikalni-zakon>>;
- [40] *Akustické vlnění* [online]. [cit. 28. 2. 2015]. Dostupné na WWW: <http://www.studopory.vsb.cz/studijnimaterialy/Fyzikaprobakalare/PDF/1_8_3_akustika.pdf>;
- [41] *Tvorba spektrogramů a jejich zpětná syntéza* [online]. [cit. 4. 3. 2015]. Dostupné na WWW: <<http://www.ms.mff.cuni.cz/~krajj7am/big/bachelor.pdf>>.



SEZNAM PŘÍLOH

- A Obsah přiloženého DVD
- B Směrová charakteristika mikrofону
- C Datasheet k dynamickému mikrofónu SM58
- D Zdrojový kód algoritmů ze skriptu programu MATLAB[®]
- E Pokračování ve výzkumu



A Obsah přiloženého DVD

- Bakalářská práce v elektronické podobě
 - Název souboru: Bakalářská práce
 - Formát: PDF
- Datasheet k dynamickému mikrofonu SM58
 - Název souboru: Datasheet_SM58
 - Formát: PDF
- Nahrané signály v programu Audacity®
 - Název souborů:
 - Chrapani1Zena
 - Chrapani1Muz
 - Chrapani2Zena
 - Chrapani2Muz
 - Chrapani3Zena
 - Chrapani3Muz
 - Chrapani4Zena
 - Chrapani4Muz
 - Dech
 - Zivani
 - Kasel
 - Kychani
 - Mluva
 - Mlaskani
 - Mruceni
 - Vrzani_zidle
 - Mikrofon_smerova_charakteristika
 - Formát: WAV
- Zdrojový kód v programu MATLAB®
 - Název souborů:
 - Energie_ZCR_chrapani
 - Spektrogram_chrapani
 - Vse_klasifikace_chrapani
 - Vykresleni_smerove_charakteristiky
 - Formát: M-soubor
- Tabulky v programu Microsoft Excel
 - Název souboru: Tabulky
 - Formát: XLS



B Směrová charakteristika mikrofonu

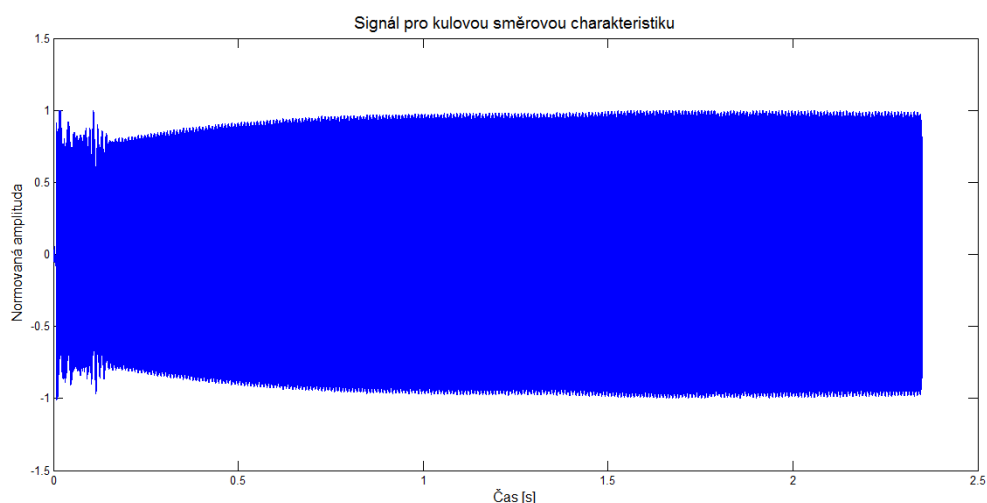
Kulová směrová charakteristika mikrofonu byla změřena při generování sinusového impulsu o frekvenci 1 kHz jedním externím reproduktorem a nahrávána programem Audacity® o vzorkovací frekvenci 8 kHz a zesílení 10 dB. Příslušný mikrofon obkroužil reproduktor po kruhové dráze.

Zdrojový kód pro vykreslení signálu pro kulovou směrovou charakteristiku ve formě polárního grafu v programu MATLAB®:

```
%Vykreslení signálu
t = 0:1/Fs:(length(sig1)-1)/Fs;
plot(t,sig1/max(sig1));
ylim ([-1.5 1.5])
xlabel('Čas [s]','FontSize',12)
ylabel('Normovaná amplituda','FontSize',12)
title('Signál pro kulovou směrovou charakteristiku','FontSize',14)

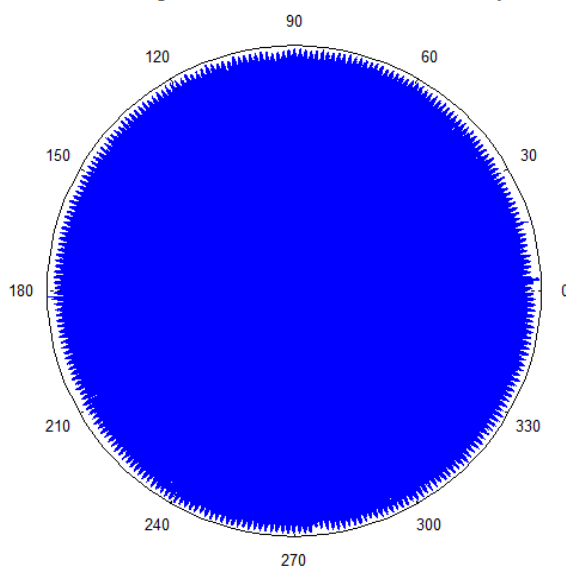
%Polární graf
figure
par = 0:2*pi/(length(sig1)-1):2*pi;
polar(par',sig1);
title('Polární graf kulové směrové charakteristiky','FontSize',14)
```

Vykreslení signálu kulové směrové charakteristiky s polárním grafem této charakteristiky mikrofonu v programu MATLAB® lze shlédnout v následujících grafech:





Polární graf kulové směrové charakteristiky



Kulová směrová charakteristika použitého mikrofону byla měřením zcela potvrzena. Mikrofon tedy snímá akustické signály ze všech směrů.



Product Specifications

SM58® Cardioid Dynamic Microphone

Overview

The legendary SM58® is an industry-standard, highly versatile cardioid dynamic vocal microphone that is consistently the first choice of vocal performers around the globe. Even in extreme conditions, the SM58 is tailored to target the main sound source while minimizing background noise, delivering warm and clear vocal reproduction.

Features

- Frequency response tailored for vocals, with brightened midrange and bass rolloff
- Uniform cardioid pickup pattern isolates the main sound source and minimizes background noise
- Pneumatic shock-mount system cuts down handling noise
- Effective, built-in spherical wind and pop filter
- Supplied with break-resistant stand adapter which rotates 180 degrees
- Legendary Shure quality, ruggedness and reliability
- Cardioid (unidirectional) dynamic
- Frequency response: 50 to 15,000 Hz

Available Models

SM58-LC	Includes Stand Adapter and Zippered Pouch
SM58-CN	Includes 7.6 m (25 ft) XLR-Male to XLR-Female Cable, Swivel Adapter and a Zippered Pouch
SM58S	Includes Integrated On/Off Switch, Swivel Adapter and a Zippered Pouch

Specifications

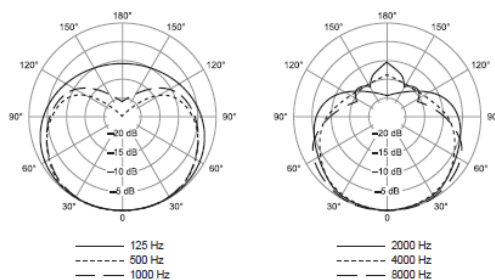
Type	Dynamic
Frequency Response	50 to 15,000 Hz
Polar Pattern	Cardioid
Sensitivity (at 1,000 Hz Open Circuit Voltage)	-54.5 dBV/Pa (1.85 mV) 1 Pa = 94 dB SPL
Impedance	Rated impedance is 150Ω (300Ω actual) for connection to microphone inputs rated low impedance
Polarity	Positive pressure on diaphragm produces positive voltage on pin 2 with respect to pin 3.
Case	Dark gray, enamel-painted, die cast metal; matte-finished, silver colored, spherical steel mesh grille
Connector	Three-pin professional audio connector (male XLR type)
Connector	Three-pin professional audio connector (male XLR type)
Net Weight	298 grams (10.5 oz)
Dimensions	162 mm (6-3/8 in.) L x 51 mm (2 in.) W



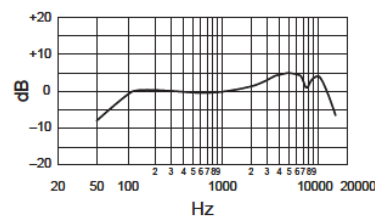
SM58

Optional Accessories and Replacement Parts

A58WS	Windscreens	A55M	Isolation Mount	C25F	7.6 m Cable (25 ft)
A25D	Microphone Clip	A26M	Dual Mount	RK143G	Screen and Grille
R59	Cartridge	S37A, S39A	Desk Stand		



Polar Pattern



Frequency Response

SHURE
LEGENDARY
PERFORMANCE™

www.shure.com

©2009 Shure Incorporated



```
%Vymazání pracovního prostoru, okna příkazového řádku a parametrů
clc;
close all;
clear all;
echo off; %vypnutí ozvěn příkazů ve všech skriptech

%Načtení signálu ve formátu WAV a výběr hodnot
[sig1, Fs, Nbits] = wavread('Chrapani1Zena.wav');
sig1 = sig1(:,1);

%Vykreslení signálu
subplot(3,1,1);
t = 0:1/Fs:(length(sig1)-1)/Fs;
plot(t, sig1);
xlabel('Čas [s]', 'FontSize', 12)
ylabel('Normovaná amplituda', 'FontSize', 12)
title('Signál chrápání', 'FontSize', 14)

%Konstanty
Fs = 8000; %vzorkovací frekvence
NFFT = 128; %počet vzorkovaných bodů
NOVERLAP = 64; %překrytí vzorků
WINDOW = hamming(NFFT); %Hammingovo okénko

%Výpočet počtu průchodů nulou
for i = 1:1:floor((length(sig1)-64)/64)
    zcrSUM(i) = 0;
    for j = 3:1:128
        n = (i-1)*64+j-1;
        zcr(n) = abs(sign(sig1(n))-sign(sig1(n-1)));
        zcrSUM(i) = zcrSUM(i)+0.5*zcr(n);
    end;
end;

%Výpočet energie signálu
for i=1:1:floor((length(sig1)-64)/64)
    energieSUM(i) = 0;
    for j=2:1:128
        n = (i-1)*64+j-1;
        energie(n) = sig1(n)*sig1(n);
        energieSUM(i) = energieSUM(i)+energie(n);
    end;
end;
```



```
%Výpočet prahu počtu průchodů nulou a energie
a = 0.02;
b = 3; %zjištěné konstanty
c = 0.3;
ZC = sum(zcrSUM)/length(zcrSUM);
I1 = a*(max(energieSUM)-min(energieSUM))+min(energieSUM);
I2 = b*min(energieSUM);
Te = min(I1,I2) %práh energie
Tz = c*ZC %práh počtu průchodů nulou

%Vykreslení počtu průchodů nulou, energie signálu a jejich prahů
subplot(3,1,3);
T = 0:1/(Fs/64-1):(length(zcrSUM)-1)/(Fs/64-1);
plot(T,zcrSUM);
xlabel('Čas [s]','FontSize',12)
ylabel('ZCR','FontSize',12)
title('Počet průchodů nulou','FontSize',14)
hold on
plot (T,Tz,'r')

subplot(3,1,2);
Tt = 0:1/(Fs/64-1):(length(energieSUM)-1)/(Fs/64-1);
plot(Tt,energieSUM);
xlabel('Čas [s]','FontSize',12)
ylabel('Energie','FontSize',12)
title('Energie signálu','FontSize',14)
hold on
plot (Tt,Te,'r')

%Definice a vykreslení spektrogramu signálu
subplot(2,1,2);
[B,f,t] = spectrogram(sig1,WINDOW,NOVERLAP,NFFT,Fs);
imagesc(t,f,20*log10(abs(B))),axis xy,colormap(jet);
xlim ([0 12])
xlabel('Čas [s]','FontSize',12)
ylabel('Vzorkovací frekvence [Hz]','FontSize',12)
title('Spektrogram','FontSize',14)
```



E Pokračování ve výzkumu

Jak už bylo naznačeno v závěru této bakalářské práce, daný výzkum má další možnosti pokračování a jako nabízející hlubší problém se jeví rozpoznání chrápání ve stadiu vážného projevu nemoci dýchacího systému od běžného život neohrožujícího. Měření by opět mělo být bezkontaktní s ověřením různého přístrojového vybavení a navržením co nejjednoduššího hodnotícího, avšak spolehlivého, algoritmu a mělo by se odehrávat opět ve spánkové laboratoři s rozšířením počtu respondentů.

Tento předmět výzkumu se jeví jako další problematika vhodná k návrhu detekce a zpracování tohoto signálu chrápání a následného navržení čidla pro různou upozorňovací signalizaci pacienta k přerušení projevu progredující nemoci.

